



**Eduardo José Nunes
Dias**

**Quantificação tridimensional de movimento em
epilepsia**

3D Movement Quantification in Epilepsy



**Eduardo José Nunes
Dias**

Quantificação tridimensional de movimento em epilepsia

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Mestrado Integrado em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor João Paulo Cunha, Professor Associado do Departamento de Electrónica e Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e co-orientação científica do Prof. Doutor José Maria Fernandes, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica e Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro.

Trabalho inserido no projecto
MovEpi3D (PTDC/SAU-
BEB/72305/2006) com o apoio
financeiro da FCT e do FSE no âmbito
do III Quadro Comunitário de Apoio.

FCT

Fundação para a Ciência e a Tecnologia
MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR



UNIÃO EUROPEIA
Fundo Social Europeu

A todas as pessoas que sofrem de Epilepsia
Quero dedicar esta dissertação
Pois lutam dia-a-dia
Contra um sofrimento sem comparação.

A Epilepsia está ao nosso redor
E não a podemos aniquilar
Envolve sofrimento e dor
Mas com este projecto, finalmente podemos ajudar!

Desta forma, espero poder contribuir
Para um amanhã melhor
E também assim conseguir
Uma consciencialização sobre a doença cada vez maior.

o júri

presidente

Prof. Doutor Armando José Formoso de Pinho
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor João Paulo Trigueiros da Silva Cunha
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor José Maria Amaral Fernandes
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Dr. Francisco José Sales Almeida Inácio
Director da Unidade de Monitorização de Epilepsia e Sono dos Hospitais da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor Jorge Alves da Silva
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Informática da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

agradecimentos

Após a elaboração da dissertação e ao reflectir sobre a mesma não posso, de forma alguma, deixar de agradecer a quem tanto me ajudou e apoiou na realização da mesma e na minha realização pessoal e profissional.

Agradeço toda a ajuda disponibilizada pelo orientador João Paulo Cunha, que através da sua gentil colaboração, orientação, dedicação e disponibilidade, além da informação fornecida durante o período de realização desta dissertação, contribuiu para a concretização da mesma. Agradeço-lhe imensamente por me ter escolhido e ter acreditado em mim. Foi um prazer trabalhar com um profissional tão conceituado. Por tudo isto e muito mais... o meu muito obrigado.

Não posso deixar de agradecer ao co-orientador José Maria Fernandes, que me permitiu assistir às suas aulas, as quais eram sempre cativantes e motivadoras e foram fulcrais para a realização da dissertação.

Pretendo ainda agradecer aos meus colegas, Luís, Virgílio e Frederico, os quais realizaram comigo este projecto e sem o qual a dissertação não existiria.

Para finalizar quero agradecer a todos, que de forma directa ou indirecta, contribuíram para a minha realização pessoal e profissional.

palavras-chave

Epilepsia, quantificação de movimento, captura de movimento, semiologia de crises

resumo

Algumas crises epilépticas manifestam certos fenómenos de movimento. Estes movimentos descoordenados por parte do doente apresentam um factor clínico relevante para a identificação do tipo de crise epiléptica. A sua análise em conjunto com dados de vídeo-EEG permite detectar sinais importantes para o diagnóstico, nomeadamente, a obtenção de informações sobre localização e a lateralização do foco da crise. No entanto, este tipo de análise é qualitativo e moroso, e requer perspicácia por parte dos epileptologistas.

Assim sendo, a quantificação do movimento dos pacientes durante as crises epilépticas é um grande melhoramento na análise semiológica da crise, providenciando assim informação fiável e precisa para a classificação do tipo de crise.

A tese apresentada mostra a implementação de uma aplicação de análise de dados de movimento quantificados obtidos por um sistema 3D de captura de movimento assim com os resultados obtidos com a aplicação. Os resultados demonstraram que a aplicação pode providenciar novas informações sobre os movimentos durante as crises, assim como melhorar a análise visual ao providenciar informação fiável e precisa sobre as características das crises.

keywords

Epilepsy, movement quantification, motion capture, seizure semiology

abstract

Some epileptic seizures exhibit movement patterns. These uncoordinated movements of the patient's body are a relevant clinically factor for identifying the type of seizure. The analysis of the movement together with data from video-EEG can detect important signs for diagnosis, in particular, can obtain information about localization and lateralization of the seizure. However this type of analysis is qualitative and time-consuming for the epileptologists. Therefore the movement quantification of patients during seizures is a major improvement in the semiology analysis of the seizure, providing a more reliable and precise information for the classification of the type of seizure. The thesis shows the implementation of an application for analysis of quantificated tridimensional movement data obtained by 3D motion capture and the output results of the application. The results demonstrated that the application can provide new information about the seizure movement as well as an improvement on visual analysis by providing refined and precise information of the seizure characteristics.

ÍNDICE

I - INTRODUÇÃO	1
I.1 - Enquadramento	2
I.2 - Objectivos	3
I.3 - Contribuições	3
II - ESTADO DA ARTE.....	5
II.1 - A Epilepsia.....	5
II.1.1 - O diagnóstico da Epilepsia.....	6
II.1.2 - Opções de tratamento.....	9
II.2 - Quantificação de movimento	11
II.2.1 - Tipos de sistema de captura de movimento	13
II.2.1.1 - Comparação dos sistemas de captura de movimento.....	18
II.2.2 - Quantificação de movimento na área da medicina.....	19
II.2.2.1 - Sistema de detecção da fase da marcha.....	19
II.2.2.2 - Detecção antecipada do risco de síndromes espasmódicas em recém-nascidos devido a paralisia cerebral infantil.....	20
II.2.3 - Quantificação do movimento em epilepsia	22
III - O SISTEMA DE QUANTIFICAÇÃO DE MOVIMENTO EM EPILEPSIA	33
III.1 - A plataforma de captura de movimento	33
III.2 - A aplicação MovEpi3D	35
III.2.1 - Descrição	36
III.2.1.1 - Arquitectura da aplicação MovEpi3D.....	37
III.2.1.2 - Funções de sistema da MovEpi3D.....	37
III.2.1.3 - Descrição algorítmica das funções.....	39
III.2.1.4 - A interface gráfica	43
III.2.2 - Resultados.....	49
III.2.2.1 - Exemplo de utilização.....	49
III.3 - Análise de Usabilidade	60
III.3.1 - Visibilidade do estado do sistema.....	60
III.3.2 - Compatibilidade entre o sistema e o mundo real	61
III.3.3 - Liberdade e controlo do utilizador.....	61
III.3.4 - Consistência e padrões.....	62
III.3.5 - Prevenção contra erros.....	62
III.3.6 - Reconhecimento em lugar de lembrança	63
III.3.7 - Flexibilidade e eficiência de uso.....	63
III.3.8 - Projecto minimalista e estético	64
III.3.9 - Auxiliar os utilizadores a reconhecer, diagnosticar e recuperar de erros	64
III.3.10 - Ajuda e documentação.....	64

IV - CONCLUSÕES.....	65
V - BIBLIOGRAFIA	67
VI - GLOSSÁRIO.....	71
VII - ANEXOS.....	75
VII.1 - Anexo A – Manual de utilizador do software MovEpi3D	76
VII.2 - Anexo B – Funções da manipulação da interface	77

ÍNDICE DE ILUSTRAÇÕES.

Figura 1: Electroencefalograma: ondas eléctricas cerebrais antes do início de uma crise epiléptica (esquerda), ondas eléctricas cerebrais durante uma crise epiléptica (direita), retirado da base de dados do Hospital Universitário de Munique.....	2
Figura 2: Componentes de sistemas de captura de movimento ^[23]	12
Figura 3: Captura de movimento através de sensores mecânicos. ^[24]	13
Figura 4: Captura de movimento com o uso de <i>smart textiles</i> ^[22]	13
Figura 5: Captura de movimento através de sensores magnéticos ^[25]	14
Figura 6: Captura de movimento através de sensores acústicos ^[26]	14
Figura 7: Captura de movimento usando marcadores passivos ^[28]	15
Figura 8: Captura de movimento usando marcadores activos ^[31]	15
Figura 9: Movimento caracterizado por <i>optical flow</i>	16
Figura 10: Visão através de câmaras de temperatura ^[34]	16
Figura 11: Captura de movimento através de aproximações baseadas em modelos ^[37]	17
Figura 12: Esquema do sistema de identificação de fase da marcha ^[39]	19
Figura 13: Esquema de marcadores adoptados ^[39]	19
Figura 14: Máquina de estados com as fases de marcha ^[39]	20
Figura 15: Esquema de marcadores (esquerda) e montagem do sistema de captura (direita) ^[40]	21
Figura 16: Esquematização do sistema de captura Video-EEG+QMovES ^[41]	23
Figura 17: Sistema de marcadores MPS22 ^[41]	23
Figura 18: (a) Vídeo original com os marcadores; (b) resultado da segmentação; (c) detecção e correspondências dos marcadores; (d) imagem com as posições actuais e as previstas dos marcadores ^[41]	23
Figura 19: Gráfico semelhante aos traçados de EEG para as coordenadas de cada marcador ^[41]	24
Figura 20: Animação que representa o nível de movimento através de um esquema de cores ^[41]	25
Figura 21: Esquema do sistema adoptado baseado nas unidades de monitorização de epilepsia ^[42]	26
Figura 22: Movimento de ambos os braços durante uma crise ^[42]	27
Figura 23: Campos de velocidade sobrepostos no vídeo ^[45]	28
Figura 24: Esquema de posição dos pontos de análise ^[44]	29
Figura 25: Gráfico do ângulo calculado em cada quadro ^[44]	29
Figura 26: Correlação entre as velocidades angulares ipsilaterais e contralaterais ^[44]	30
Figura 27: Arquitectura do sistema MovEpi3D ^[51]	34
Figura 28: Esquema de colocação das câmaras ^[50]	35
Figura 29: Sistema de captura MovEpi3D ^[51]	35
Figura 30: Diagrama de casos de uso da interface.....	36
Figura 31: Arquitectura da aplicação MovEpi3D.....	37
Figura 32: Workflow dos dados de movimento.	38
Figura 33: Resposta em amplitude do filtro.	42
Figura 34: Resposta em fase do filtro.....	42

Figura 35: Vista inicial da interface MovEpi3D.	43
Figura 36: Esquema da estrutura de menus da interface.	43
Figura 37: Barra de ferramentas da interface.	45
Figura 38: Painel de informações sobre o ficheiro de dados.	46
Figura 39: Painel de manipulação de dados.	46
Figura 40: Painel de visualização de gráficos.	47
Figura 41: Painel do gráfico da velocidade de todos os marcadores em simultâneo.	47
Figura 42: Painel de comparação de marcadores.	47
Figura 43: Painel de comparação de gráficos.	48
Figura 44: Painel de visualização das estatísticas.	48
Figura 45: Informação inicial da crise.	50
Figura 46: Determinação da localização dos movimentos de interesse.	51
Figura 47: Gráficos das estatísticas – (a) Distância percorrida; (b) Velocidade máxima; (c) Volume percorrido pelo marcador e (d) Aceleração máxima.	51
Figura 48: Gráfico da velocidade do marcador do ombro direito (OAR2).	52
Figura 49: Selecção da secção de interesse.	52
Figura 50: Secção de interesse dos dados.	53
Figura 51: Gráfico da trajectória do pé esquerdo.	53
Figura 52: Gráfico do volume do pé esquerdo.	53
Figura 53: Comparação da trajectória.	54
Figura 54: Comparação do volume.	54
Figura 55: Gráfico da distância percorrida pelo pé esquerdo.	55
Figura 56: Comparação em simultâneo dos gráficos das distâncias percorridas por ambos os pés.	55
Figura 57: Gráfico da velocidade do pé esquerdo.	55
Figura 58: Comparação em simultâneo dos gráficos da velocidade de ambos os pés.	55
Figura 59: Gráfico da aceleração do pé esquerdo.	56
Figura 60: Comparação das velocidades dos dois pés.	56
Figura 61: Gráfico do movimento do pé esquerdo desde a sua origem.	56
Figura 62: Comparação directa entre o pé direito e o esquerdo.	56
Figura 63: Gráfico do movimento em X, Y e Z respectivamente.	57
Figura 64: (a) Comparação do mesmo pé entre a trajectória e a distância percorrida; (b) Comparação entre a velocidade e aceleração do mesmo pé; (c) Visualização do volume percorrido pelo pé em simultâneo com o vídeo da crise.	58
Figura 65: Análise do movimento do pé esquerdo no domínio da frequência	58
Figura 66: Comparação das frequências do movimento entre ambos os pés.	58
Figura 67: Barra de <i>loading</i> sobre o estado de leitura do ficheiro de dados.	61
Figura 68: Botão “Previous Panel”.	62
 Tabela 1: Comparação de técnicas de captura de movimento.	 18

Tabela 2: Descrição dos parâmetros obtidos.	21
Tabela 3: Descrição do sistema de menus.	44
Tabela 4: Botões da barra de ferramentas e sua funcionalidade.	45
Tabela 5: Heurísticas de Nielsen e Molich.	60
Tabela 6: Teclas de atalho.	63
Equação 1: Equação do cálculo da distância no espaço.	40
Equação 2: Cálculo do volume de um prisma rectangular.	41

I - INTRODUÇÃO

A Epilepsia é uma anomalia funcional do cérebro que afecta a actividade eléctrica cerebral e que pode produzir manifestações motoras, sensitivas, sensoriais, psíquicas ou neurovegetativas. As manifestações motoras podem apresentar movimentos descoordenados no corpo de um paciente que são tipicamente estudadas por uma área intitulada de semiologia ^[1] e podem ser um factor clínico relevante para um diagnóstico clínico correcto do tipo de epilepsia ^[3]. Tipicamente a análise destes movimentos consiste na observação de longa-duração com o recurso a técnicas de vídeo-electroencefalograma (Video-EEG) ^[6] em que é gravado vídeo em sincronia com a actividade cerebral medida através de um EEG. No entanto, em contraste com o que acontece com o EEG, onde a quantificação é amplamente usada para extrair características relevantes para o diagnóstico clínico, a caracterização do movimento das crises é tipicamente qualitativa. Através de vídeos de longa duração - incluindo as crises - é feita uma análise visual dos movimentos observados e estes são correlacionados pelo clínico ^[5] com o EEG através do recurso ao vídeo-EEG ^[3], permitindo apenas uma estimativa dos padrões de movimento observados e as suas origens. Os epileptologistas têm focado a sua atenção no desenvolvimento de algoritmos de quantificação de características do electroencefalograma, negligenciando a quantificação de movimento das crises. Por analogia com o EEG, parece natural que a quantificação do movimento deva ser foco de uma maior atenção de forma a tornar mais objectivo todo este processo de análise.

Neste contexto faz sentido desenvolver técnicas de análise e quantificação de movimento, de forma a extrair características relevantes que possam suportar uma classificação do tipo de crise mais precisa e consistente. O primeiro trabalho a propor uma aproximação mais sistemática na análise e quantificação de movimento em crises epiléticas foi efectuado por Li e Silva Cunha ^[6] em 1999, sendo a principal contribuição efectuada em 2002 ^[41]. No seguimento deste trabalho surgiu uma linha de trabalho entre o Hospital de Munique e o grupo SIAS do IEETA da Universidade de Aveiro com o objectivo de quantificar de forma automática as crises e identificar o potencial destas técnicas tanto de uma abordagem clínica como na investigação ^{[41] [42]}.

A tese apresenta a aplicação MovEpi3D que tem como objectivo ser uma plataforma de análise e quantificação de movimento baseada em dados tridimensionais. A análise de dados tridimensionais nunca foi efectuada numa perspectiva clínica, é portanto importante definir e implementar uma ferramenta para auxiliar os clínicos neste processo. A MovEpi3D deve permitir comparar e correlacionar diferentes partes do corpo durante crises epiléticas, extrair as frequências dos movimentos observados, assim como informação que irá permitir caracterizar e classificar de uma forma mais clara e precisa as crises.

I.1 - ENQUADRAMENTO

Neste primeiro capítulo será feita uma breve introdução acerca dos conceitos mais relevantes no contexto desta tese e que irão servir de base para as demais contribuições da mesma, nomeadamente sobre a epilepsia, a quantificação de movimento e a quantificação de movimento em epilepsia.

► A Epilepsia

Segundo Gastaut ^[11] a epilepsia é uma doença crónica caracterizada por crises recorrentes espontâneas. As crises têm um início súbito e imprevisível e são, em geral, de curta duração (podendo ir de segundos a minutos mas raramente ultrapassando os 15 minutos). Contudo, a frequência a que ocorrem é variável e depende de cada paciente. A sua causa tem origem numa actividade neuronal anormal ou excessiva que ocorre no cérebro e pode apresentar diferentes sintomas incluindo movimentos involuntários do corpo, desorientação, medo instantâneo ou perda total de consciência.

A epilepsia pode ser definida como uma perturbação intermitente do sistema nervoso, devido a uma descarga súbita, excessiva e desordenada dos neurónios corticais ^[9]. A descarga pode dar origem a diferentes manifestações clínicas, entre as quais, crises convulsivas que podem manifestar-se de forma súbita e paroxística.

A existência de convulsões ou manifestações não epiléticas semelhantes a crises são por vezes observadas e podem levar a um diagnóstico errado de epilepsia devido a uma difícil diferenciação da A existência de convulsões ou manifestações não epiléticas, por conseguinte é necessário que a epilepsia tenha de ser classificada de forma a eliminar a ambiguidade ^[8].

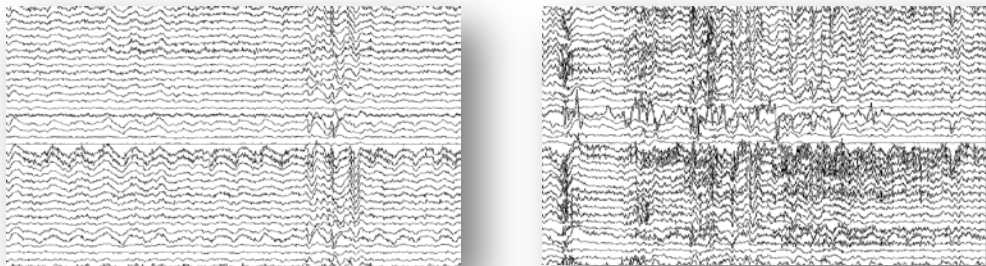


Figura 1: Electroencefalograma: ondas eléctricas cerebrais antes do início de uma crise epilética (esquerda), ondas eléctricas cerebrais durante uma crise epilética (direita), retirado da base de dados do Hospital Universitário de Munique.

► Quantificação de movimento

A captura e a quantificação de movimento consiste num processo de gravação de movimento e medição dos padrões de movimento de acordo com um modelo, tendo em vista a sua posterior análise. Este processo é efectuado ao longo do tempo e podendo ser amostrado até várias vezes por segundo (e.g. 200Hz).

A partir destes dados é possível reconstruir modelos do movimento, nomeadamente modelos tridimensionais - que apresentam uma representação realista de parte ou totalidade do movimento.

Uma das aplicações mais divulgadas da quantificação de movimento é a sua utilização na produção de filmes ^[12] e jogos de vídeo para obter movimentos realistas que possam ser adaptados a personagens virtuais.

Na área da medicina, a quantificação de movimento tem sido mais utilizada no estudo da locomoção humana. Esta permite uma análise de postura e de marcha possibilitando assim a identificação de problemas ao nível da função motora (um exemplo pode ser encontrado em ^[13]).

► **Quantificação de movimento em epilepsia**

No contexto da epilepsia, apesar da relevância no diagnóstico da análise de movimento através da semiologia, baseada no vídeo-EEG, é ainda necessário estender à prática clínica os resultados obtidos na quantificação de movimento ^{[41][42][43][44]}. A quantificação do movimento durante crises epiléticas auxiliaria na classificação e identificação da crise epilética, idealmente de uma forma automática - como já foi demonstrado em ^[44].

I.2 - OBJECTIVOS

Esta tese tem como foco a criação de uma ferramenta de software, MovEpi3D, que permitirá analisar dados quantificados de movimento durante crises epiléticas e extrair informações relevantes que possam auxiliar o processo de análise do movimento durante as mesmas e obter características sobre o tipo de crise.

A aplicação MovEpi3D deverá permitir ao epileptologista uma análise fácil e simples, unindo assim a investigação clínica de movimentos durante crises a uma aplicação específica para o efeito.

I.3 - CONTRIBUIÇÕES

A aplicação MovEpi3D implementada permite uma análise quantitativa do movimento durante crises epiléticas e apresenta as seguintes características:

- Providencia informações imperceptíveis na inspecção visual de um epileptologista.
- Providencia evidências adicionais na classificação de crises epiléticas.
- Visualização de diferentes tipos de informação quantificada de movimento de utilidade no diagnóstico da epilepsia.
- Permite um diagnóstico mais fiável.

*Não permitirei que considerações de
religião, nacionalidade, raça, partido
político, ou posição social se interponham
entre o meu dever e o meu Doente.*

*Guardarei respeito absoluto pela Vida
Humana desde o seu início, mesmo sob
ameaça e não farei uso dos meus
conhecimentos Médicos contra as leis da
Humanidade.*

Juramento de Hipócrates

II - ESTADO DA ARTE

Neste capítulo é apresentada uma descrição da epilepsia, do seu diagnóstico e tratamento assim com o Estado da Arte nas áreas da quantificação de movimento, dando foco à área da Medicina, e da quantificação de movimento em epilepsia. Permitindo assim uma contextualização sobre os aspectos relevantes em que esta tese se encontra inserida.

II.1 - A EPILEPSIA

A classificação aceite dos tipos de epilepsia é estabelecida segundo a Classificação Internacional das Crises Epilépticas ^[3]. As crises dividem-se em dois tipos: **parciais**, em que se pode discernir um início focal ou localizado e **generalizadas**, em que não é possível determinar essa origem focal ou regional, e aparentemente, largas extensões do córtex cerebral parecem estar inicialmente envolvidas. As crises que começam localmente evoluem muitas vezes para crises generalizadas, quer sejam do tipo tónico-clónico, quer sejam do tipo parcial complexo, sendo estas designadas de crises secundariamente generalizadas.

As crises parciais são classificadas como simples quando a consciência é preservada e como complexas quando a consciência é alterada. As crises parciais simples são ainda classificadas de acordo com as suas manifestações clínicas principais – motoras, sensoriais, autonómicas ou psíquicas. Quando uma dessas manifestações precede a evolução até à perda de consciência, é denominada aura. Uma aura é uma crise parcial simples de conteúdo unicamente subjectivo, sendo por isso mesmo, descrita apenas pelo doente. Muitas vezes antecede uma crise posteriormente objectivável (parcial complexa ou com generalização secundária), outras vezes constitui toda a crise.

As crises generalizadas são de dois tipos – convulsivas e não-convulsivas. O tipo convulsivo comum é a crise tónico-clónica (grande mal). É mais rara uma crise generalizada puramente tónica ou clónica ou clónico-tónico-clónica. A crise não-convulsiva generalizada clássica é a suspensão breve da consciência ou da ausência (pequeno mal). Também são incluídos nesta designação eventos motores como breves crises mioclónicas, atónicas ou tónicas e ataques de ausência atípicos.

As principais causas da Epilepsia podem ser encontradas entre as diversas malformações do desenvolvimento cortical, as anomalias resultando em atrofia das estruturas mesiais dos lobos temporais, as lesões peri-natais, os tumores cerebrais, as infecções do SNC e as sequelas resultantes, por exemplo, dos traumatismos craneoencefálicos e dos acidentes vasculares cerebrais. Várias condições de base genética são também causas de Epilepsia.

Apesar de, em certas formas de Epilepsia as crises espontaneamente regredirem, sendo por isso consideradas dependentes da idade, não existe uma cura específica para a Epilepsia, com excepção para certas formas de procedimentos cirúrgicos, quando naturalmente eficazes. Apesar disso cerca de 60 a 70% do total de doentes encontra-se adequadamente controlado com a medicação antiepiléptica, quando tomada de forma regular.

Existem várias técnicas de diagnóstico, denominadas no seu conjunto de exames complementares de diagnóstico, complementando, o exame clínico que é a peça básica para o diagnóstico de Epilepsia. O exame fundamental é o Electroencefalograma^[15], permitindo a análise da actividade eléctrica cerebral e possibilitando a demonstração da actividade “epiléptica”. Dentro dos exames de imagem estrutural destacamos a ressonância magnética cerebral^[17], permitindo actualmente a identificação de uma etiologia para a Epilepsia num grande número de situações, e vários outros exames funcionais que descreveremos a seguir. A monitorização prolongada vídeo-EEG situa-se num patamar que a torna o exame de eleição quando 1) existem dúvidas quanto ao diagnóstico de Epilepsia; 2) existe necessidade de uma adequada caracterização das crises epilépticas para melhor optimização terapêutica ou 3) na avaliação pré-cirúrgica.

II.1.1 - O DIAGNÓSTICO DA EPILEPSIA

O diagnóstico preciso do tipo de epilepsia depende de vários factores e de várias técnicas. De um ponto de vista clínico requer que exista uma descrição detalhada da história clínica do paciente assim como das crises ocorridas. Estas informações podem contribuir para uma melhor avaliação do tipo de crise e ajudar num futuro tratamento da doença, no entanto é tão importante que exista informação proveniente do paciente, como proveniente de uma pessoa de confiança que tenha observado as crises.

Após uma análise da história clínica do paciente, são verificadas condições neurológicas e físicas que podem ajudar no diagnóstico, como por exemplo os casos de incapacidades de movimento, sensações, visão, audição, linguagem e raciocínio.

Para além dos aspectos clínicos referidos anteriormente, o diagnóstico pode também ser suportado em várias modalidades, das quais o electroencefalograma, o vídeo-EEG, a ressonância magnética, a tomografia por emissão de positrões, a tomografia computadorizada por emissão de fotão único, a magnetoencefalografias e o teste de Wada, em que um breve conceito das mesmas é apresentado em seguida:

► **Electroencefalograma (EEG)**

Um electroencefalograma (EEG)^[15] mede a actividade cerebral através de eléctrodos colocados no exterior da cabeça (não invasivo) ou directamente no cérebro (invasivo) em que estes medem as ondas eléctricas existentes no cérebro, e é normalmente utilizado para investigar a actividade cerebral que ocorre durante as crises.

O EEG pode ser caracterizado em interictal e ictal, em que o EEG interictal descreve anormalidades que ocorrem entre crises, pois mesmo quando o paciente aparenta estar bem e não ocorrem manifestações, podem existir ondas cerebrais anormais que indiciam um risco de ocorrência de uma crise. O EEG ictal descreve anormalidades que ocorrem durante uma crise, e a análise das mesmas permitem confirmar o diagnóstico de epilepsia e auxiliar na identificação do tipo de síndrome ou desordem do paciente.

Para a realização de um EEG é necessário a utilização de eléctrodos, estes podem ser diferentes conforme o seu princípio de utilização e o seu posicionamento. Os eléctrodos esfenoidais são introduzidos com o auxílio de uma agulha na região das bochechas e são utilizados para medir a actividade cerebral perto

da base do cérebro, no lobo temporal e na área orbital frontal. Os eléctrodos subdurais são aqueles que se posicionam por cima da superfície do cérebro e são normalmente utilizados para mapear o cérebro. Os eléctrodos profundos intra-cerebrais são aqueles que se posicionam dentro do próprio cérebro e estes possuem uma visão do tipo microscópica, ou seja, registam apenas a área adjacente.

► Video-EEG

A monitorização via vídeo-EEG ^[6] é usada tanto na confirmação do diagnóstico de epilepsia como numa primeira fase de investigação sobre a possibilidade de cirurgia cerebral para o tratamento da doença. O principal objectivo de monitorização via vídeo-EEG é a gravação de vídeo e das ondas cerebrais em sincronia durante as crises típicas do paciente, de forma a obter uma correlação entre ambos. No entanto é necessário que ocorram crises epiléticas durante o período de análise, por esta razão, a medicação anti-convulsiva do mesmo é normalmente reduzida e por vezes descontinuada de modo a possibilitar a ocorrência das mesmas.

Os pacientes são normalmente internados por um período de 5 a 7 dias em unidades de monitorização de epilepsia, dependendo do número de crises apresentadas pelo paciente.

O vídeo-EEG está subdividido em não invasivo e invasivo, dependendo do posicionamento, externo ou interno dos eléctrodos. O video-EEG invasivo ^[19] tem como finalidade permitir uma melhor localização da região do cérebro de onde originam as crises. A diferença para o não invasivo consiste na implantação cirúrgica dos eléctrodos na superfície (EEG subdural) ou interior do cérebro (EEG de profundidade).

No vídeo-EEG invasivo além da monitorização efectuada, existe uma segunda fase que usa técnicas de localização funcional, das quais as duas mais usadas são a estimulação cortical e o mapear do sulco central do cérebro com o uso de mapeamento SSEP (SomatoSensory Evoked Potentials) ^[20]. Ambas podem ser efectuadas separadamente como parte de monitorização neurofisiologia intra-operativa. A estimulação cortical consiste em enviar corrente eléctrica para o cérebro via eléctrodos invasivos que permitirá determinar a função da região do cérebro estimulada. São efectuadas tarefas por parte do paciente de modo a determinar que tarefa é interrompida pela estimulação. Estas tarefas permitem verificar as funções da linguagem, visão, movimento e sensação. O mapeamento SSEP consiste em potenciais corticais somatossensitivos invocados para localizar uma estrutura importante no cérebro, intitulada de sulco central, que se encontra entre as regiões que controlam o movimento e as sensações. Com a estimulação de um nervo de um membro e com a análise das ondas cerebrais que respondem a essa estimulação é localizado o sulco central.

Estas estimulações permitem desencadear a ocorrência de uma crise permitindo assim obter informação específica sobre a sua origem.

► Ressonância magnética (MRI)

A ressonância magnética (MRI) ^[21] consiste num tubo largo envolto por um campo magnético circular que utiliza o magnetismo e as ondas de radiofrequência, em que o tubo cria um campo magnético de elevada intensidade, que alinha os núcleos de hidrogénio da água do seu corpo. São então enviados curtos pulsos de

radiofrequência fazendo com que o seu corpo emita energia que quando detectada permite criar imagens através de um computador do corpo.

A ressonância magnética é um tipo de análise com uma componente crucial na avaliação de pacientes com epilepsia e particularmente na avaliação de uma possível cirurgia cerebral. O resultado apresentado mostra a aparência do cérebro de um modo grosseiro, permitindo assim fornecer informações anatómicas e patológicas do mesmo.

A ressonância magnética de alta definição possibilita a obtenção de imagens de pequenas fatias do cérebro com diferenças de *mm* que, com recurso a software computacional, permite calcular e reconstruir uma imagem tridimensional do cérebro. Tal é muito útil para identificar pequenas lesões morfológicas no cérebro, e pode ser utilizado para calcular o volume de uma estrutura de um lado do cérebro e compará-la com a mesma estrutura do outro lado do cérebro.

Existe ainda a espectroscopia com recurso a técnicas de ressonância magnética que permite obter informação quantitativa de diferentes químicos existentes no cérebro. Esta é normalmente apresentada graficamente mostrando a quantidade do químico que se especificou e permitindo verificar se existe uma quantidade anormal do mesmo.

► Tomografia por emissão de positrões (PET)

A tomografia por emissão de positrões ou tomografia por emissão de positrões (PET) ^[21] é um exame imagiológico da Medicina Nuclear que utiliza radionuclídeos, os quais emitem um positrão aquando da sua desintegração. A detecção dos positrões emitidos permite criar imagens da área em questão.

A Tomografia por Emissão de Positrões (PET) ^[21] é uma técnica de imagem utilizada para diagnóstico clínico na especialidade de Medicina Nuclear. Com esta técnica podem ser obtidas informações acerca do funcionamento de determinados processos bioquímicos *in vivo*. Esta técnica consiste na introdução de átomos emissores de positrões quimicamente ligados a moléculas (radiofármaco) que interagem com o processo bioquímico em estudo, sem no entanto o perturbar e permitem a sua identificação exterior.

A PET fluoro-deoxi-glucose é a mais utilizada em pacientes que sofrem de epilepsia pois mostra como é que as diferentes regiões do cérebro metabolizam a glucose, permitindo assim identificar e determinar a região disfuncional do cérebro da qual podem originar as crises.

► Tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT)

A tomografia computadorizada por emissão de fóton único ^[21], mais conhecida pelo acrónimo SPECT é uma técnica tomográfica de imagem médica da Medicina Nuclear que mede a actividade dos isótopos previamente administrados ao organismo do paciente, que ao decaírem emitem radiação gama que é capturada com câmaras gama. Este processo permite uma criação computadorizada de uma imagem tridimensional da zona em análise. Esta informação é tipicamente apresentada como cortes transversais do paciente, mas a potente elaboração da imagem computadorizada pode facilmente ser reformatada em cortes sagitais ou manipulada quando necessário. No exame, é injectado no paciente o radiofármaco – medicamento

que contém radionuclídeos, em que este fará com que o paciente emita a radiação necessária para a aquisição da imagem. A câmara de raios gama gira ao redor do paciente e gera imagens a partir de vários ângulos diferentes, obtendo assim medidas do fluxo sanguíneo nas variadas regiões do cérebro num dado instante.

► **Magnetoencefalografia (MEG)**

A magnetoencefalografia (MEG) ^[16] é a técnica mais avançada de imagiologia não invasiva existente e permite analisar o funcionamento do cérebro através da medição dos campos magnéticos produzidos pela actividade eléctrica do cérebro. As células cerebrais (neurónios) interagem entre elas através da geração de pequenas voltagens eléctricas. A passagem de corrente eléctrica produz um campo magnético com uma grandeza de intensidade muito baixa, logo é necessário a utilização de sensores magnéticos especializados com uma elevada sensibilidade para conseguir captar esses sinais. Estes sensores são constituídos por pequenas bobinas de elevada resolução acoplados a aparelhos supercondutores de interferência quânticas (SQUIDS). São colocados mais de 300 destes sensores num capacete, cobrindo totalmente a área da cabeça.

Com a utilização desta técnica é possível obter uma medida directa da função actual dos neurónios, conseguindo obter a localização precisa da secção com mau funcionamento. O uso desta tecnologia permite obter informações estruturais e funcionais, com elevadas resoluções espaciais e temporais, algo que só é apenas possível com esta tecnologia

Esta técnica é uma mais-valia em pacientes com epilepsia, visto conseguir obter a localização precisa das descargas eléctricas provocadas pela epilepsia sem a necessidade do uso de eléctrodos invasivos.

► **Teste de Wada**

O teste de Wada ^{[2][22]} consiste na injeção intracarótidea de amital de sódio de modo a localizar os centros da memória e da linguagem, este serve de modo a auxiliar no estudo sobre uma possível cirurgia cerebral. Na maioria das pessoas o centro da linguagem é controlado pelo lado esquerdo do cérebro sendo que a memória pode ser controlada por ambos os hemisférios, no entanto é necessária uma confirmação precisa da localização destas funções, a qual pode ser obtida com este teste.

O medicamento é injectado numa das artérias que se dirigem ao cérebro, anestesiando, durante um curto espaço de tempo, um dos hemisférios cerebrais, durante o qual se testam a linguagem e a memória no hemisfério acordado. Seguidamente adormece-se este último e examinam-se as funções do primeiro hemisfério.

Este teste é normalmente precedido por um angiograma de forma a verificar se existe alguma obstrução na circulação sanguínea do cérebro. Com o teste concluído são posteriormente analisados os resultados que irão determinar se é possível efectuar uma cirurgia cerebral sem afectar as funções da linguagem e da memória.

II.1.2 - OPÇÕES DE TRATAMENTO

Em epilepsia existem algumas opções de tratamento para controlar e prevenir crises futuras. De acordo com a natureza e gravidade do tipo de epilepsia é determinado qual o tratamento mais adequado para combater a mesma. Entre os tratamentos existentes, existe a opção da utilização de medicação, que tem apresentado resultados positivos na maioria dos casos. Para os casos em que a medicação não tem o efeito desejado, os pacientes podem ser sujeitos a uma estimulação do nervo vago com o auxílio de equipamentos especializados. Para casos mais graves e complexos é geralmente aconselhada a cirurgia cerebral que geralmente tem taxas de sucesso positivas.

► **Medicação**

Para o tratamento de crises são normalmente administrados aos pacientes medicamentos anti-convulsivos, no entanto a dose e o tipo do fármaco varia de paciente para paciente. Inicialmente é receitado ao paciente um anti-convulsivo de baixa dosagem e se não surgir um efeito significativo é-lhe aumentada a dose, se continuar a não surgir efeito é então receitado outro tipo de fármaco, e assim consequentemente até encontrar o fármaco certo para esse paciente. No caso em que não se consegue encontrar um medicamento que consiga melhorar a qualidade de vida do paciente, são então considerados outros tipos de tratamentos.

► **Estimulação do nervo vago**

O nervo vago é um nervo misto e essencialmente víscero que contém aproximadamente 80% das fibras sensoriais. É um dos principais nervos do cérebro e controla o corpo pela activação da hipófise pelo hipotálamo libertando hormonas que deixam o corpo em equilíbrio. É ainda relevante referir que este controla o batimento cardíaco. Quando afectado, este nervo pode causar inúmeras reacções motoras, sensoriais e fisiológicas. Ele tem início na parte inferior do cérebro e passa pelo pescoço, peito e abdómen.

Os pacientes em quais o uso de anti-convulsivos não surge efeito são possíveis candidatos ao tratamento via estimulação do nervo vago.

A estimulação do nervo vago consiste na implantação de um eléctrodo no pescoço. Este é colocado no nervo vago esquerdo através de um fio implantado por debaixo da pele e é estimulado através de impulsos eléctricos enviados por um gerador do tamanho de uma moeda^[7]. Este gerador envia impulsos em períodos de tempo que são programados, permite especificar a intensidade do impulso eléctrico enviado e a sua duração pode ir até 10 anos. A configuração normalmente adoptada envia impulsos com amplitudes de 1.0 a 3.0 mA, a uma frequência de 30Hz e com uma duração do pulso de 500µs^[2].

Apesar de ser uma técnica de tratamento que permite aos pacientes controlar ou inibir as crises, esta pode introduzir alguns efeitos laterais, que em alguns casos pode ser a morte súbita.

► **Cirurgia**

Em casos mais graves e complicados de epilepsia, é normalmente considerada a cirurgia cerebral. O sucesso da cirurgia é medido em termos de melhoramentos na qualidade de vida e em termos de controlo das crises.

Primeiro é necessário identificar de que região específica em que se iniciam as crises. Tal pode ser feito com o recurso a técnicas de imagiologia, algumas apresentadas anteriormente, de modo a poder ser removida a região sem afectar funções importantes do cérebro.

Depois de uma análise do tipo de crise e qual a região do cérebro em que se origina, o paciente pode ser sujeito a diferentes tipos de cirurgia, nomeadamente a uma lobotomia temporal, a uma hemisferectomia ou a uma cirurgia extra temporal.

A lobectomia temporal ^[2] consiste em remover tecido no lobo temporal e é normalmente adoptada em pacientes que sofrem de epilepsia do lobo temporal. A cirurgia começa com uma incisão de aspecto parecido a um ponto de interrogação mesmo na parte da frente superior da orelha, e em seguida à qual é efectuada uma craniotomia de onde é posteriormente visível o lobo temporal. O próximo passo é a remoção de 4 a 5cm do córtex lateral. O buraco no crânio é depois tapado com osso craniano e o tecido é suturado.

A hemisferetomia ^[7] é uma cirurgia que consiste em desconectar ou remover uma das duas partes do cérebro. A principal razão para efectuar esta cirurgia é a incapacidade de localizar o foco da epilepsia num lado do cérebro em pacientes normalmente com perda da motilidade voluntária do lado oposto. São normalmente efectuados 2 tipos de hemisferectomias, uma anatómica e outra funcional. A hemisferectomia anatómica consiste na remoção dos lobos frontal, parietal, temporal e occipital e possui um risco elevado de perda de sangue e a hemisferectomia funcional consiste em remover uma pequena área do hemisfério afectado e em desligar o restante tecido cerebral do hemisfério. Este tipo de cirurgia tem apresentado taxas de sucesso na remoção da ocorrência de crises de cerca de 80%.

A cirurgia extra temporal ^[7] refere-se a uma cirurgia efectuada fora do lobo temporal. É normalmente efectuada em pacientes com síndromas focais de epilepsia ocorrentes no lobo frontal parietal ou occipital. Cada um destes lobos possui funções importantes dificultando assim a existência de uma cirurgia sem riscos. Depois de uma localização precisa do foco da crise é removido o tecido de onde estas originam, em que após a remoção do mesmo devem cessar as crises do paciente.

II.2 - QUANTIFICAÇÃO DE MOVIMENTO

Existem várias técnicas de quantificação de movimento que resultaram de várias evoluções técnicas ao longo de vários anos. Tipicamente um sistema de captura e quantificação de movimento é constituído por diferentes componentes, como sensores e fontes de sinal, e estes permitem diferenciar os sistemas em classes.

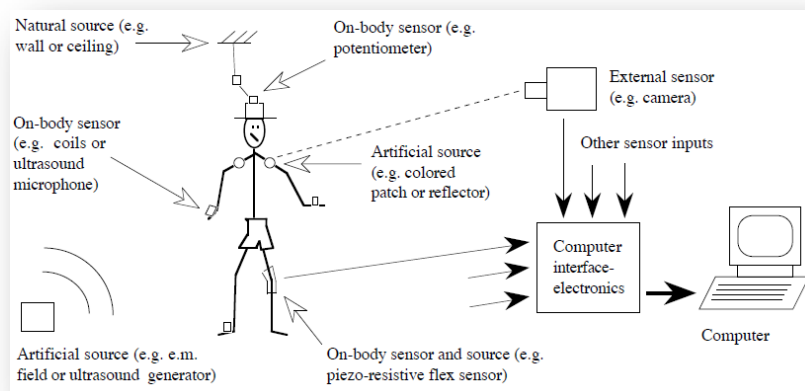


Figura 2: Componentes de sistemas de captura de movimento ^[23].

II.2.1 - TIPOS DE SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMENTO

Devido ao crescente número de diferentes tipos de sistemas foi necessário definir cada tipo de sistema de acordo com as suas características. Mulder ^[23] apresentou uma classificação dos sistemas de captura de movimento que propõe 3 classes de sistemas: “**Inside-In**”, “**Inside-Out**” e “**Outside-In**”.

Os sistemas “**Inside-In**” são aqueles em que a fonte do sinal e os sensores que detectam essa fonte estão ambos colocados no corpo. Dentro destes sistemas temos os que usam sensores mecânicos e os fatos de captura constituídos de smart textiles.

Os sensores mecânicos são constituídos por uma serie de dois ou mais componentes mecânicos interligados com transdutores electromecânicos tais como potenciômetros ou *encoders* rotacionais. Estes sistemas encontra-se integrados em estruturas rígidas conectadas no corpo e à medida que estas se movimentam, os transdutores vão se movimentando e através das medidas obtidas destes é possível estimar a posição do transdutor em relação à posição inicial em que este se encontrava. Este tipo de medição providencia estimações precisas e correctas de movimento num curto volume de movimento, normalmente um metro cúbico. O preço relativamente barato destes sistemas permite obter um sistema de captura preciso e fiável, mas com a grande limitação do volume de captura se bastante reduzido.

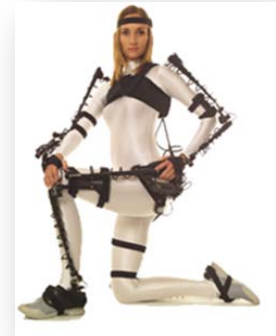


Figura 3: Captura de movimento através de sensores mecânicos. ^[24]

Os sistemas de captura constituídos por fatos fabricados com smart textiles consistem na integração de sensores electrónicos no substrato têxtil do fato ^[24]. Esta integração permite elasticidade, aderência dos sensores ao corpo e a leveza de um tecido possibilitando uma liberdade de movimento sem o auxílio de material externo. Para a captura de movimento são usados sensores do tipo piezoeléctrico, acelerómetros, magnómetros e giroscópios. As grandes vantagens são permitir uma captura com liberdade de movimentos total sem a ocorrência de oclusões (perda do sinal) e sem o uso de material externo, no entanto o uso de sensores piezoeléctricos penalizam o sistema devido ao seu tempo de resposta relativamente longo.



Figura 4: Captura de movimento com o uso de smart textiles ^[22]

Os sistemas “**Inside-Out**” são sistemas em que a fonte do sinal está colocada externamente ao corpo e em que os sensores que a detectam estão colocados no corpo. Dentro destes sistemas existem os que usam sensores magnéticos e os que usam sensores acústicos,

O funcionamento dos sistemas com sensores magnéticos consiste na determinação da posição e orientação através do fluxo magnético relativo de 3 bobinas ortogonais colocadas tanto no receptor como no transmissor ^[25]. A intensidade relativa da voltagem ou corrente das três bobinas permite o cálculo da distância e orientação mapeando meticulosamente o volume da captura. Estes sistemas possuem a vantagem de não ocorrer oclusões mas são bastante susceptíveis a interferências magnética e eléctricas circundantes, como é o caso de fios eléctricos, monitores e computadores. É necessária também alimentação tanto no receptor como no transmissor.



Figura 5: Captura de movimento através de sensores magnéticos ^[25].

Uma das características destes sistemas é funcionarem em tempo real. No entanto, com o seu funcionamento a uma frequência baixa, o seu tipo de resposta não linear e um pequeno volume de captura, estes sistemas são pouco utilizados.

Os sistemas baseados em sensores acústicos usam transmissores colocados no corpo que enviam pulsos via ondas de rádio ou ultra-sons para um receptor, o qual permite calcular a distância baseada no tempo de propagação das ondas pelo ar e a sua posição baseada no pulso anterior recebido ^[25]. Para sistemas de 10 gigahertz a precisão é cerca de 3 centímetros, sendo no entanto possível chegar a resoluções de 8 milímetros. Para conseguir a mesma resolução de sistemas ópticos é necessário sistemas com frequências de 50 gigahertz e para estas frequências o ocorrer de oclusões é tanto ou mais frequente do que para sistemas ópticos.



Figura 6: Captura de movimento através de sensores acústicos ^[26].

O aparecimento de interferências durante o trajecto provoca erros na leitura. Este factor conjugado com a sua baixa taxa de amostragem são grandes desvantagens mas contudo o seu preço é indiciado pelas mesmas.

Os sistemas “**Outside-In**” são os sistemas em que sensores que detectam os sensores estão colocados externamente ao corpo que detectam uma fonte de sinal externa. Os sistemas que se enquadram nesta classe são os que usam marcadores ópticos passivos ou activos, que recorrem a técnicas de optical flow, com câmaras de temperatura e sistemas com aproximações baseadas em modelos.

Os sistemas de marcadores ópticos passivos usam marcadores retro-reflectivos que reflectem luz infravermelha nos marcadores, a qual é detectada nas câmaras de infravermelhos ^[27]. A sua posição é calculada na imagem bidimensional capturada pela câmara, onde a câmara foi previamente calibrada com o recurso a um objecto de calibração. Se o marcador for capturado por um mínimo de 2 câmaras calibradas é possível obter uma posição tridimensional da sua posição.

Frequentemente são usadas cerca de 6 a 24 câmaras nestes sistemas de captura de movimento, de modo a tentar reduzir problemas de trocas de marcadores devido a oclusões ^[27]. Por este motivo existem sistemas com 300 câmaras ^[29] de modo a reduzir ao mínimo este problema.

Os marcadores não possuem qualquer equipamento electrónico, logo a sua substituição periódica não é necessária. Estes são geralmente colocados directamente na pele para uma maior precisão no movimento, mas por vezes também recorrem à utilização de fatos especializados.

Este tipo de sistemas permite resoluções até cerca de 2000 quadros por segundo, contudo para resoluções elevadas o sistema reduz o número de quadros por segundo, por exemplo, um sistema com 4 megapixéis funciona a 370 hertz enquanto um com 0.3 megapixéis funciona a 2000 hertz ^[27].

Em sistemas com marcadores ópticos activos o seu funcionamento consiste em activar *Light Emitting Diodes* (LEDs) a uma frequência muito elevada. Estes, são capturados através de câmaras, de modo que com o recurso a software seja possível calcular a sua posição relativa. Para uma captura em três dimensões existe um mínimo necessário de 2 câmaras. Este tipo de marcadores requer uma alimentação externa. É ainda pertinente referir que com o aumento de $\frac{1}{4}$ da potência é possível maximizar a distância a que é possível colocar as câmaras de captura, sendo esta aumentada para o dobro ^[27].

Existem diferentes sistemas com marcadores activos que proporcionam diferentes maneiras na detecção dos marcadores, nomeadamente:

O uso de LEDs de diferentes cores, os quais proporcionam com análise no espectro de cor uma identificação única de cada marcador, o que é uma característica importante em aplicações em tempo real. Com marcadores da mesma cor a identificação é feita através da activação de um marcador de cada vez a uma frequência muito elevada identificando assim a sequência através de software específico.

O uso de LEDs com microprocessadores e através de sincronização via rádio permite a captura, num ambiente exterior, a frequências de 500 quadros por segundo.

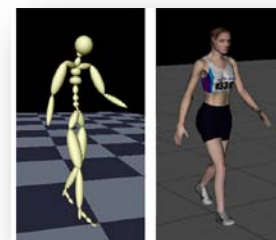
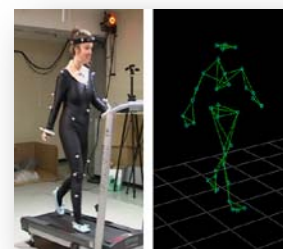


Figura 7: Captura de movimento usando marcadores passivos ^[28].

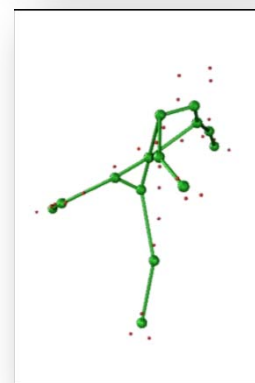


Figura 8: Captura de movimento usando marcadores activos ^[31].

O *Optical flow* é o padrão de movimento aparente de pixéis ou regiões de um *quadro* para o seguinte, numa imagem causada pelo movimento relativo entre o observador e o objecto. Este tipo de captura segue a hipótese proposta por Horn e Schunck em 1981 de que a intensidade luminosa de diferentes estruturas na imagem é aproximadamente constante num período relativamente curto ^[31] permitindo assim obter uma relação entre um quadro e o seu quadro anterior. Estes sistemas não necessitam de equipamento especial visto o processamento e análise serem feitos directamente na imagem. O algoritmo calcula o vector de velocidade em duas dimensões que descreve o movimento horizontal e vertical de cada pixel através de quadros consecutivos. Existem vários algoritmos de cálculo dos vectores de velocidades que permitem obter diferentes precisões e diferentes densidades de vectores de velocidade adequando-se assim a diferentes tipos de captura ^[32]. O cálculo computacional não é linear visto algumas imagens serem relativamente homogéneas e o factor de luminosidade ser satisfeito em várias condições, dificultando assim o acompanhamento de cada pixel ^[34].

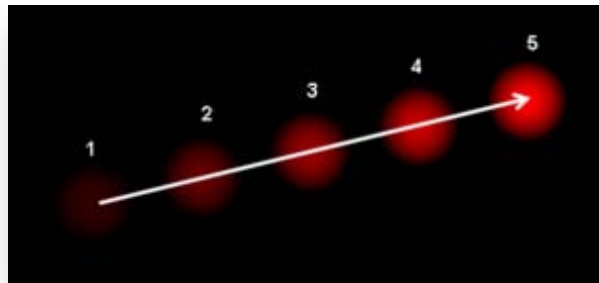


Figura 9: Movimento caracterizado por *optical flow*.

Em sistemas que usam câmaras de temperatura, estas possuem sensores infravermelhos térmicos que permitem visualizar a imagem numa escala de cores baseada na temperatura a que estão os objectos. Este tipo de câmaras permite detectar os objectos mesmo quando a intensidade da iluminação é variável visto que a radiação electromagnética emitida pelos objectos é relativamente constante ^[35].

Tais sistemas permitem reconhecer assim o corpo humano e com o uso de 3 câmaras é possível obter uma quantificação em 3D do movimento humano, no entanto possibilitam a ocorrência de oclusões. Tendo em vista que a radiação electromagnética emitida pela pele é constante o uso de roupas invalida esta detecção. Devido à complexidade das câmaras utilizadas, estes sistemas possuem em preço relativamente alto.

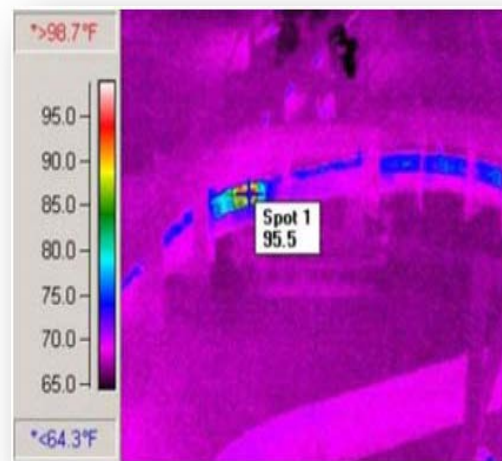


Figura 10: Visão através de câmaras de temperatura ^[34].

Em sistemas que usam aproximações baseadas em modelos é necessário primeiro construir um modelo físico de um humano em que são necessários 2 processos distintos: a necessidade de uma definição da forma do corpo humano e a definição do movimento do corpo humano. Estes processos são efectuados em conjunto somente com uma análise de vídeo através de um algoritmo computacional permitindo reconhecer a forma do corpo humano no vídeo e criar um ambiente digital. Neste ambiente, os movimentos observados no vídeo são recriados obtendo assim um modelo digital onde é possível obter dados do movimento ^[38].

Este sistema permite uma grande flexibilidade visto ser possível aplica-lo a inúmeras situações sem restrição da necessidade de sensores e providenciando assim um sistema de quantificação relativamente barato.



Figura 11: Captura de movimento através de aproximações baseadas em modelos ^[37].

II.2.1.1 - Comparação dos sistemas de captura de movimento

Em seguida é apresentada uma tabela que mostra a relação entre os diversos tipos de sistemas e as suas características:

Tipo de captura	Material	Taxa de amostragem	Oclusões/interferências	Ambiente de captura	Volume de captura	Alimentação externa	Preço
Marcadores passivos	Câmaras; Computador; Marcadores	Alta	Oclusões	3D	Médio	Não	Médio / Alto
Marcadores activos	Câmaras; Computador; Marcadores	Alta	Oclusões	3D	Médio	Sim	Alto
Optical flow	Câmara; Computador	Alta	Oclusões	2D	Grande	Não	Baixo
Sensores de inércia	Sensores; Transmissor; Computador	Alta	Oclusões	3D	Pequeno	Sim	Baixo
Sensores magnéticos	Sensores; Transmissor; Computador	Baixa	Interferências	3D	Pequeno	Sim	Médio / Alto
Sensores acústicos	Receptor; Transmissor; Computador	Baixa	Interferências	3D	Pequeno	Sim	Baixo
Câmaras de temperatura	Câmaras; Computador	Alta	Oclusões	3D	Médio	Não	Alto
Smart textiles	Sensores; Transmissor; Computador	Baixa	Não	3D	Pequeno	Sim	Baixo/ Médio
Baseado em modelos	Câmara; Computador	Alta	Não	3D	Grande	Não	Baixo
Sensores mecânicos	Sensores; Computador	Alta	Não	3D	Pequeno	Sim	Baixo

Tabela 1: Comparação de técnicas de captura de movimento.

II.2.2 - QUANTIFICAÇÃO DE MOVIMENTO NA ÁREA DA MEDICINA

A utilização de sistemas de quantificação de movimento na área da medicina está normalmente associada a uma necessidade de análise das capacidades motoras, nomeadamente no campo da fisioterapia, de forma a melhorar a marcha, corrigir a postura, entre outras. Outro exemplo é o caso da quantificação de movimentos em epilepsia, da identificação de incapacidades motoras cerebrais, deslocações ósseas (vértebras da coluna), etc.

De seguida serão apresentados alguns exemplos, nas quais a quantificação de movimento é uma mais-valia na área da Medicina, nomeadamente: um sistema de detecção da fase de marcha para um uso na área da fisioterapia; um método que quantifica o desvio patológico da actividade motora espontânea normal e métodos de análise e quantificação de movimento durante crises epiléticas.

II.2.2.1 - Sistema de detecção da fase da marcha

Um bom exemplo usado na análise da marcha é proposto por Pappas ^[39] que propôs um sistema um sistema portátil de detecção da fase da marcha para o uso em aplicações de análise da mesma. Este sistema foi projectado para detectar em tempo-real as seguintes fases da marcha: parado, levantar do calcanhar, movimento do pé e poisar do calcanhar.

Desde o início dos anos 60, os sistemas de estimulação funcional eléctrica foram implantados com sucesso, com a finalidade de restaurar o funcionamento motor das pernas em pacientes com ferimentos na coluna e traumas cerebrais. Em cada fase da marcha os estímulos enviados são diferentes, logo existia uma necessidade de identificar a fase corrente da marcha. Nesses sistemas eram identificadas as fases de acordo com um interruptor no pé do paciente, contudo esses interruptores faziam uma identificação grosseira e em alguns casos incorrecta.

O sistema proposto utiliza sensores colocados no sapato. Este possui um giroscópio que permite detectar a velocidade angular e 3 sensores de força para medir a força exercida pelo pé durante a marcha, no início, meio e fim do sapato.

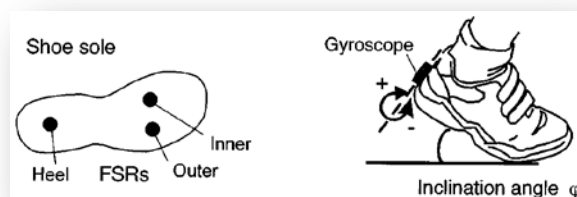


Figura 12: Esquema do sistema de identificação de fase da marcha ^[39].

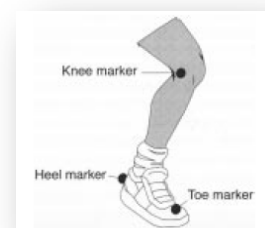


Figura 13: Esquema de marcadores adoptados ^[39].

De modo a verificar a correcta fase da marcha, todos os movimentos foram simultaneamente analisados por um sistema de captura óptico (Vicon 370). Este sistema faz uso de 3 câmaras de infra-vermelhos e permite obter uma trajectória tridimensional com uma resolução de $\pm 1mm$. Foram utilizados

3 marcadores que se colocaram nas posições descritas na Figura 13.

As fases da marcha são descritas como 4 estados diferentes numa máquina de estados e o algoritmo implementado permite sete transições de estado entre os 4 estados possíveis, de acordo com os movimentos possíveis efectuados durante a marcha.

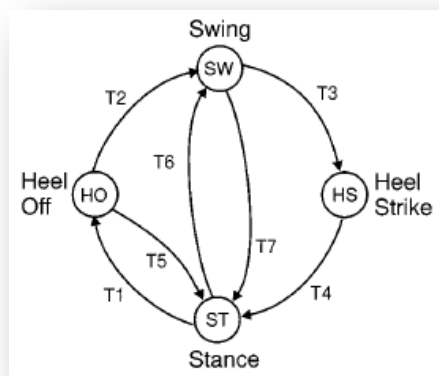


Figura 14: Máquina de estados com as fases de marcha ^[39].

Para uma análise e detecção da fase da marcha foram seleccionados 10 adultos saudáveis (Grupo A) e 6 adultos com diferentes patologias de marcha (Grupo B), que foram posteriormente sujeitos a diferentes tipos de marcha. Foram analisadas a marcha em chão horizontal, inclinado, em superfícies irregulares e na subida e descida de escadas.

Os resultados observados foram que no grupo A, a taxa de detecção do sistema de detecção da fase da marcha durante 608 passos quando comparada com a do sistema de captura de movimento óptico é de 100%. No grupo B com 306 passos gravados foi possível obter uma taxa de detecção de 99% com apenas uma falha na detecção de 9 passos. Esta falha no grupo B está relacionada com o facto de os pacientes possuírem alguma dificuldade motora e em alguns casos só conseguirem movimentar-se com o auxílio de canadianas.

Este estudo e trabalho efectuado mostra que o sistema portátil de detecção da fase da marcha apresentado tem uma taxa de detecção da fase superior a 99% e que por conseguinte pode ser um acessório importante em aplicações em que seja necessária uma análise da marcha para um possível melhoramento na locomoção dos pacientes.

II.2.2.2 - Detecção antecipada do risco de síndromes espasmódicas em recém-nascidos devido a paralisia cerebral infantil

Meinecke apresentou um método objectivo que quantifica o desvio patológico da actividade motora espontânea normal ^[40], de modo a identificar crianças com um risco de desenvolver síndromes espasmódicas devido a paralisia cerebral infantil. Nestes casos a fisioterapia deve ser iniciada o mais cedo possível, o que requer que as crianças em risco devem ser testadas na mínima idade possível. O diagnóstico até então utilizado consiste na observação visual efectuada por fisioterapeutas, no entanto tal observação está sujeita a

análises subjectivas diferentes, foi primordial uma nova abordagem a este problema. Meinecke usou um sistema de captura de movimento óptico baseado em marcadores passivos (Vicon 370) no qual foram adquiridos movimentos em três dimensões de 22 crianças, em que todas foram previamente analisadas através de ultra-sons e de tomografias cranianas computadorizadas. Das 22 crianças, 15 eram saudáveis e 7 possuíam um elevado risco de doença.

O sistema adoptado utilizava 6 câmaras de infra-vermelhos. Foi montado de forma a obter um volume cúbico de $2m$ que com o uso de calibração apropriada providenciou medições com uma precisão de $2mm$ para cada dos 20 marcadores adoptados (Figura 15).



Figura 15: Esquema de marcadores (esquerda) e montagem do sistema de captura (direita) ^[40].

Dos dados de movimento obtidos foram extraídos 53 parâmetros quantitativos que descrevem diferenças entre crianças saudáveis e afectadas, mas estes quando considerados individualmente não permitem determinar se o paciente se encontra em risco ou não. Foi portanto feita uma análise de *clusters*, ou grupos de marcadores, baseada nas distâncias euclidianas que permitiu obter uma combinação óptima de 8 parâmetros (Tabela 2), os quais foram aplicados aos pacientes para obter uma classificação sobre o estado de risco do paciente.

- ▶ Desvio da velocidade dos pés.
- ▶ Correlação das acelerações entre ambos os pés.
- ▶ Periodicidade da trajectória dos pés.
- ▶ Periodicidade da velocidade dos pés.
- ▶ A área em qual a trajectória dos pés está fora do desvio padrão da média daquela mesma trajectória.
- ▶ A área em qual a trajectória dos pés difere da média daquela mesma trajectória.
- ▶ A área em qual a velocidade dos pés está fora do desvio padrão da média daquela mesma velocidade.
- ▶ A área em qual a velocidade dos pés está difere da média daquela mesma velocidade.

Tabela 2: Descrição dos parâmetros obtidos.

Os dados foram sujeitos aos parâmetros escolhidos e foi efectuada uma análise quadrática discriminatória, a qual mostrou que a taxa de sucesso na detecção sobre se o paciente possui ou não risco foi de 73%, mas que este valor é previsto aumentar com o aumento do número de pacientes.

Tendo em conta o reduzido número de pacientes no estudo e que a taxa de detecção para novos pacientes obtida é uma taxa bastante elevada para a maioria dos fisioterapeutas, mostra que este método é mais eficiente e menos moroso para uma correcta diferenciação do nível de risco associado ao paciente. Contudo, é vital prosseguir este estudo e estudar um método automático de classificação de risco.

II.2.3 - QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO EM EPILEPSIA

Sabe-se que a análise da semiologia das crises desempenha um papel importante na classificação de crises, podendo indicar informação sobre a localização e lateralização na área cortical responsável pela origem da crise ^[1]. Em epilepsia do lobo temporal a postura distónica de uma das mãos é geralmente associada a uma crise de origem contralateral e automatismos motores unilaterais podem ser relacionados com uma origem ipsilateral. Logo existe uma necessidade de quantificar o movimento efectuado durante crises epilépticas.

Em 2002 foi apresentado por Li *et al.*, um sistema inovador de quantificação de movimento durante crises epilépticas ^[41] de modo a identificar as áreas do corpo com maior actividade e qual a sua dinâmica. Este consiste na obtenção síncrona de movimento através de uma câmara de infravermelhos e de vídeo-EEG durante as crises para uma posterior análise. A câmara monocromática de infravermelhos é colocada numa posição central a 1.5m por cima da cama do paciente, e no corpo do paciente são colocados marcadores em pontos específicos que se querem analisar. Neste trabalho foram escolhidos 22 marcadores e definida a posição pelo sistema MPS22 (Figura 17), estes marcadores reflectem radiação infra-vermelha que é detectada pela câmara permitindo assim, após prévia calibração, obter a posição de cada marcador. Após a obtenção dos dados relativos à crise, os dados da câmara são processados de forma a extrair as trajectórias dos pontos de análise escolhidos e dessa análise é obtida uma quantificação de movimento desses pontos.

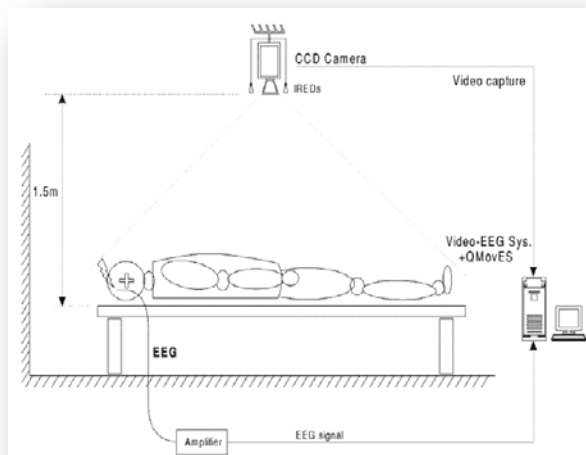


Figura 16: Esquematização do sistema de captura Video-EEG+QMovES^[41].

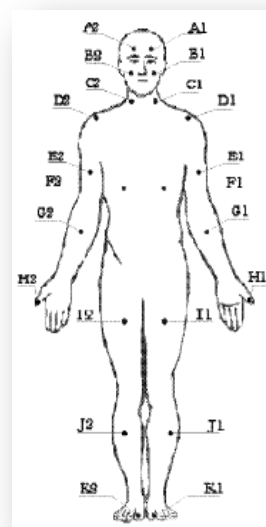


Figura 17: Sistema de marcadores MPS22^[41].

O software QMovES analisa posteriormente os dados de movimento obtidos, quadro a quadro, através de um algoritmo com duas fases, inicialização e *tracking*. Em que são os marcadores são primeiro segmentados e em seguida são previstas as suas posições usando um filtro de Kalman.

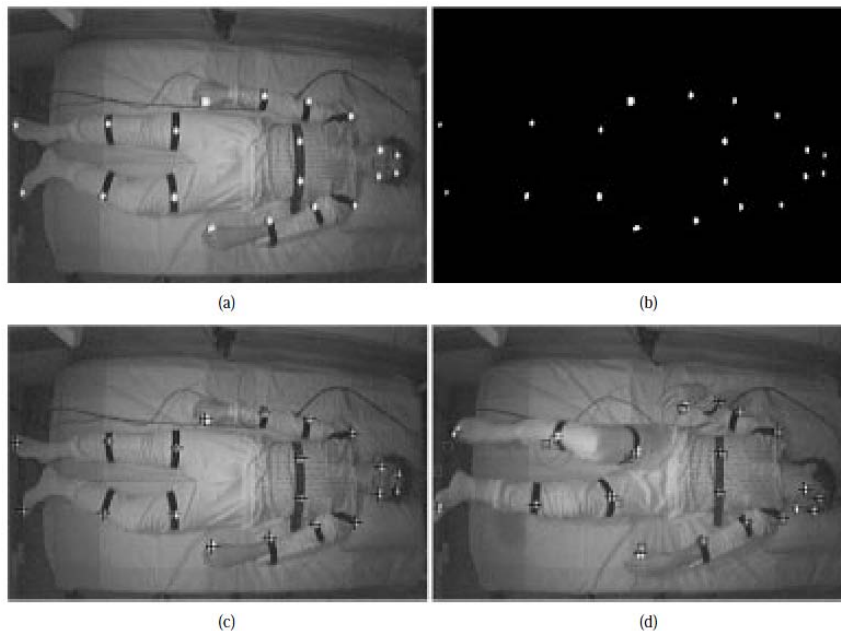


Figura 18: (a) Vídeo original com os marcadores; (b) resultado da segmentação; (c) detecção e correspondências dos marcadores; (d) imagem com as posições actuais e as previstas dos marcadores^[41].

Após o processamento do algoritmo os resultados são apresentados em diferentes perspectivas: pode ser apresentado o vídeo obtido sobreposto com os marcadores extraídos para uma visualização da correlação

dos marcadores obtida; outra visualização é o traçado do movimento de cada marcador para cada coordenada, esta visualização foi inspirada nos traçados de EEG de modo a uma maior familiaridade, facilidade e adaptação na leitura por parte do clínico (Figura 19); ainda outra visualização é através de um esquema de cores que representa a quantidade de movimento em cada parte do corpo durante o tempo, para uma melhor facilidade de percepção, visto ser um tipo de visualização usada em neurofisiologia (Figura 20).

Este trabalho pioneiro providenciou uma nova abordagem na análise e classificação de crises epiléticas baseada na quantificação de movimento durante as mesmas, que não seria possível através da visualização tradicional do vídeo. Este sistema é capaz de registrar e quantificar movimentos de diferentes partes do corpo, nomeadamente obter a trajectória, o movimento e a aceleração assim como detectar padrões de movimentos, os quais irão fazer diferença em termos de semiologia para um epileptologista. É ainda relevante referir que possibilita uma classificação mais fiável e ajuda na distinção entre crises epiléticas e pseudo-criSES.

O uso deste sistema pode ainda ser alargado para o estudo da patologia humana, nomeadamente desordens motoras ou mudanças de comportamento acompanhadas de componentes motores.

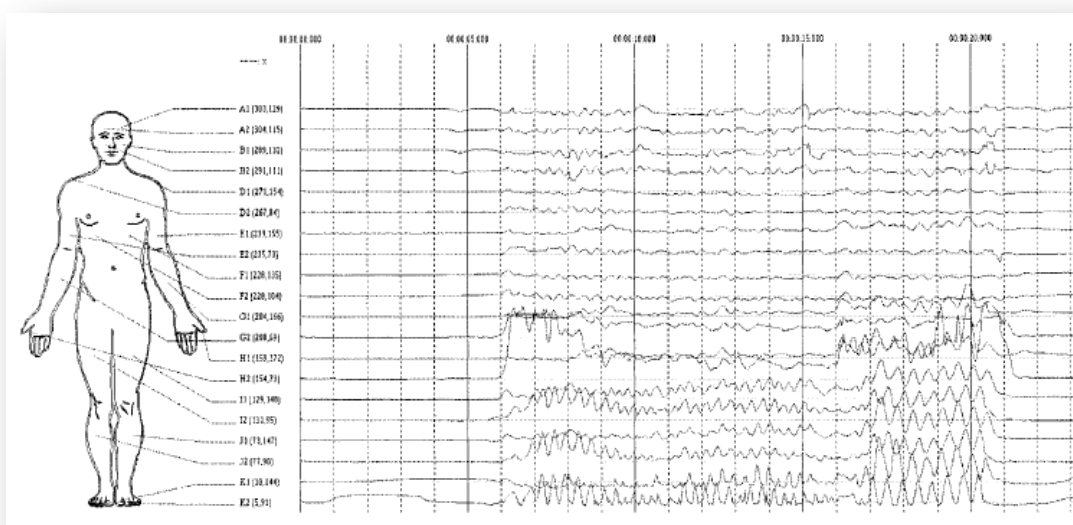


Figura 19: Gráfico semelhante aos traçados de EEG para as coordenadas de cada marcador ^[41].

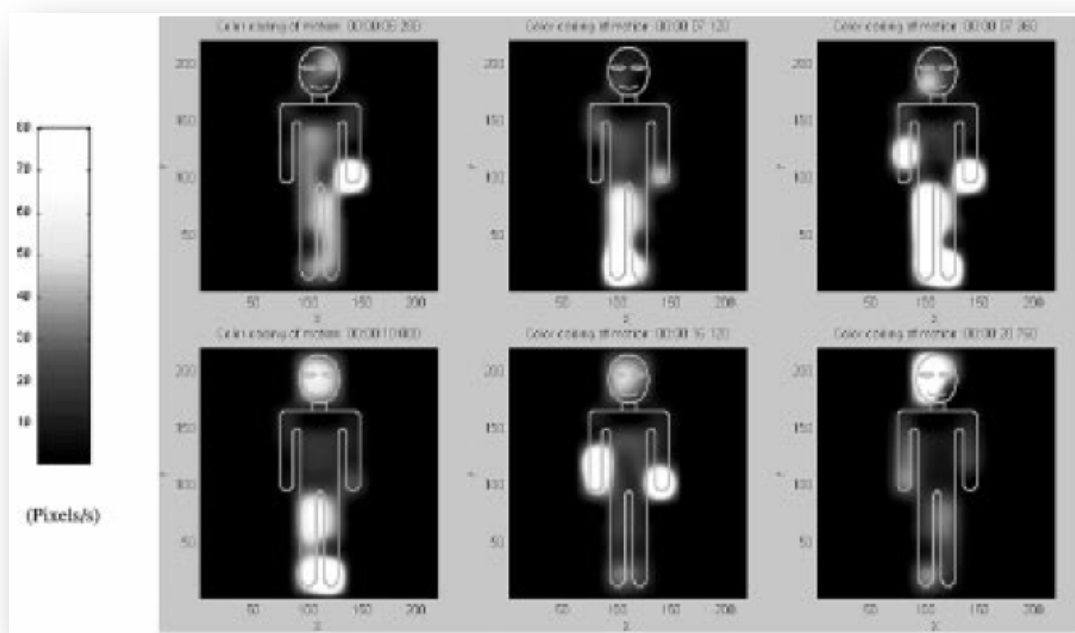


Figura 20: Animação que representa o nível de movimento através de um esquema de cores ^[41].

No seguimento da linha de investigação do trabalho anterior, foi apresentado em 2003 por Silva Cunha *et al.*, um método para uma análise de movimento qualificada de forma a clarificar a controvérsia em torno do significado e relevância de fenómenos ictais no âmbito da classificação de crises ^[42]. No entanto a relevância clínica destes fenómenos ictais continua a ser uma controvérsia. O principal objectivo deste trabalho foi avaliar a fiabilidade de uma análise quantitativa de vídeo 2D de movimentos ictais usando equipamentos *standard* de vídeo-EEG. Para este efeito a montagem do equipamento foi baseada nas unidades de monitorização de epilepsia existentes em todo o mundo (Figura 21).

A ênfase neste trabalho foi dada à parte superior do corpo onde se encontram a maior parte dos movimentos de interesse. Na montagem a parte superior do corpo do paciente está perpendicular ao eixo de incidência da câmara, e foram consideradas três distâncias na análise, nomeadamente a distância da câmara à parte central do tronco do paciente (R) e a sua respectiva distância horizontal (H) e vertical (D) (Figura 21).

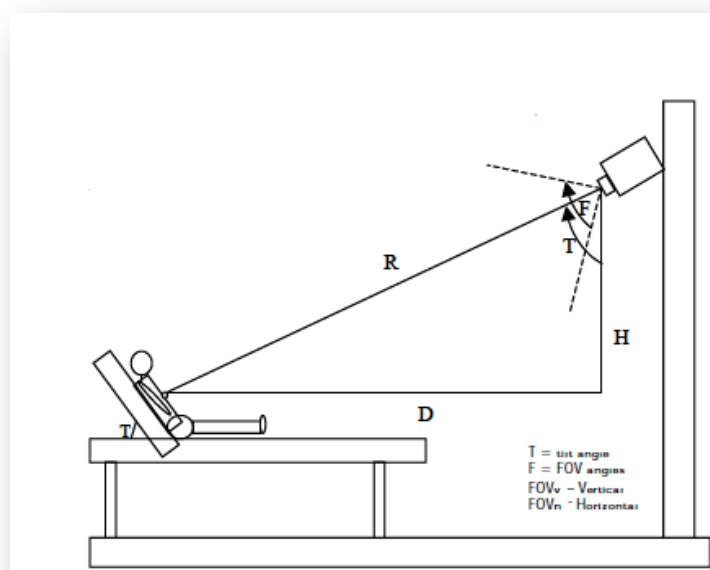


Figura 21: Esquema do sistema adoptado baseado nas unidades de monitorização de epilepsia ^[42].

O sistema possui uma câmara CCD sensível a radiação infra-vermelha que foi ajustada para que o campo de visão incluísse a totalidade da cama. Foi instalada ainda uma luz de infra-vermelha sobre a câmara para providenciar a visibilidade necessária e foram colocados 8 reflectores infra-vermelhos no campo de visão para providenciar uma medida de calibração necessária para o cálculo exacto das medidas de movimento. O sistema de medida laser utilizado permitiu estimar o erro de medição de 1.3% e determinar uma resolução horizontal de 3.8mm e vertical de 5.4mm.

Foram gravados vários vídeos, tanto de simulações e testes como de crises reais, no sistema de vídeo-EEG em SVHS de alta qualidade e posteriormente foram digitalizados para um computador de modo a serem processados para uma quantificação de movimento pelo sistema apresentado em ^[41].

Foi ainda feita uma análise de movimentos simples da parte superior de vários pacientes durante as crises e foi dado foco ao movimento dos marcadores colocados nos pulsos dos pacientes, cujo gráfico está representado na Figura 22 o qual mostra a distância dos marcadores colocados nos pulsos de cada braço. Através desta análise pode-se observar que em ambos os braços os espasmos aumentam ao longo da crise, sendo o aumento maior no direito do que no esquerdo (Figura 22), e pode notar-se que existe um grau de sincronia elevado que é confirmado quantitativamente pelo coeficiente de correlação calculado entre os dois membros, e com base na literatura clínica pode-se entender que este é um movimento de interesse típico encontrado na fase final clónica do tipo de crises tónicas-clónicas.

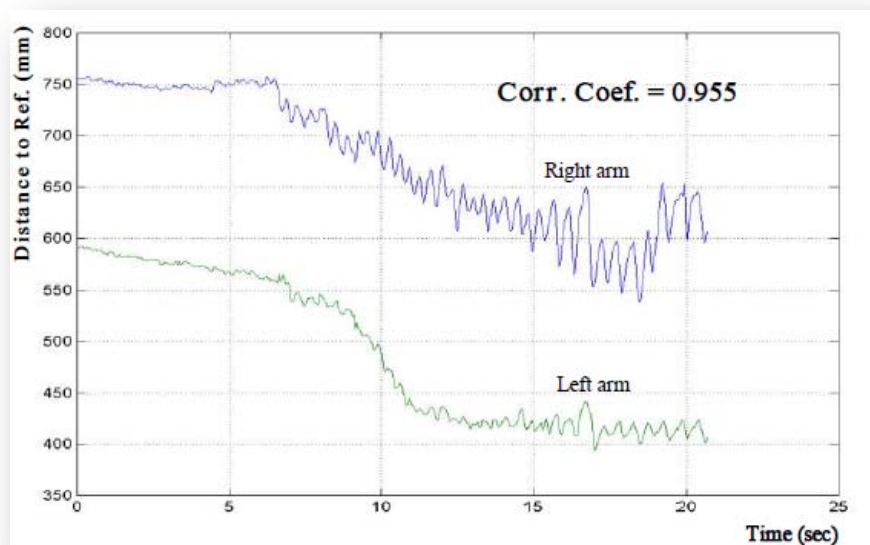


Figura 22: Movimento de ambos os braços durante uma crise ^[42].

Este trabalho providenciou a possibilidade de uma quantificação de movimento baseada num método de análise de vídeo 2D sem a necessidade de hardware adicional ao de um sistema de vídeo-EEG, e mostrou que com a escolha de referências apropriadas é possível obter erros de medição não superiores a 8%, os quais permitem assim uma análise de movimentos precisa de movimento de interesse, providenciando assim componentes com elevada precisão para uma análise semiológica de crises.

Dentro da área de quantificação de movimento em epilepsia foi apresentado em 2005 por Karayiannis *et al.*, um método computacional de *optical flow* e a sua utilidade na extracção de informações de movimento quantificado em vídeos de crises epilépticas de recém-nascidos ^[45].

O uso de um processo computacional que permita monitorizar crises e extrair informações quantitativas de movimento relevantes irá auxiliar no desenvolvimento de processos automáticos e mecanismos capazes de detectar inícios de crise e evidenciar a habilidade de distinção entre crises e comportamentos motores anormais.

Foi aplicado a vídeos de crises clónicas focais, mioclónicas e também de movimentos aleatórios de recém-nascidos um método de *optical flow* de Horn-Schunck ^[31] que calcula o campo de velocidade de cada pixel de um quadro para o seguinte, e permite assim traçar o movimento bidimensional (x, y) em de cada pixel no vídeo ^[45]. Na escolha das crises foram consideradas as que provocam movimento involuntário nas extremidades dos membros.

Os campos de velocidade calculados foram sobrepostos ao vídeo para uma percepção melhor (Figura 23), e através da medição da área dos sinais de actividade motora em todos os quadros ocupados por partes do corpo afectados pela crise é possível obter uma estimativa quantificada de movimento.

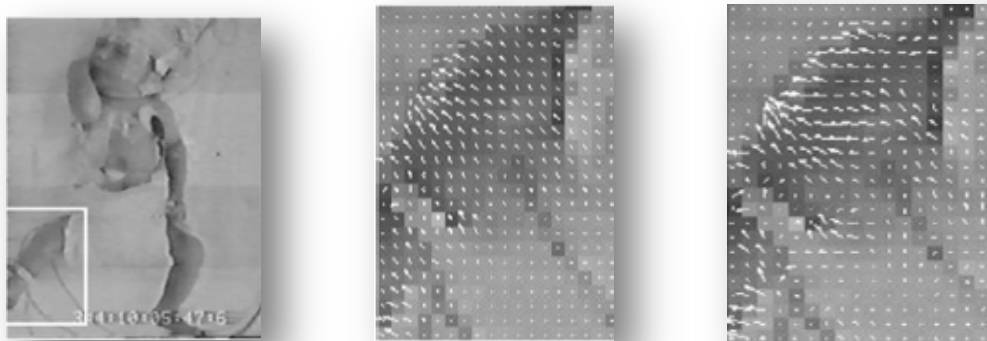


Figura 23: Campos de velocidade sobrepostos no vídeo ^[45].

Este trabalho mostra que os campos de velocidade providenciam uma base para a distinção entre os tremores rápidos de crises mioclónicas e os movimentos lentos e mais suaves não correspondentes a crises epiléticas, assim como que a força do movimento obtida pode distinguir movimentos rítmicos característicos de crises clónicas focais de movimentos aleatórios ou movimentos de crises mioclónicas.

O método de *optical flow* apresentado é então uma ferramenta computacional poderosa que pode ser utilizada para a classificação e caracterização de crises de recém-nascidos baseada apenas em gravações de vídeo.

Em 2007, foi apresentado por O'Dwyer *et al.*, uma aplicação concreta da quantificação de movimento num problema clínico em que se pretendia analisar quantitativamente o significado da lateralização de movimentos ictais da cabeça em pacientes com epilepsia do lobo temporal ^[44].

Sabendo que a análise da semiologia das crises desempenha um papel importante na localização do foco da crise, foram escolhidas crises com movimentos bilaterais da cabeça para diferenciar quantitativamente movimentos ipsilaterais e contralaterais da cabeça em termos da sua lateralização correcta.

Os movimentos da cabeça foram analisados e classificados como contralaterais ou ipsilaterais de acordo com padrões ictais dos seus electroencefalogramas. Para a análise foram escolhidos 2 pontos no paciente para cada crise, foi escolhido como primeiro ponto a narina e um ponto de fácil identificação no tronco, como por exemplo um botão (Figura 24), em que o primeiro ponto representa o movimento efectuado pela cabeça e o segundo serve como ponto de referência.

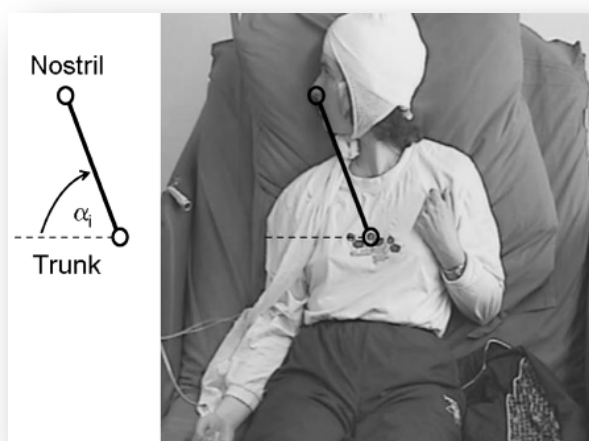


Figura 24: Esquema de posição dos pontos de análise ^[44].

Cada ponto é analisado em cada quadro e as respectivas dimensões bidimensionais (x, y) de cada ponto são geradas. Para cada quadro é calculado o ângulo α_i e o respectivo deslocamento como visualizado na Figura 25, e a partir destes foram extraídas a velocidade angular e a duração dos movimentos ipsilaterais e contralaterais.

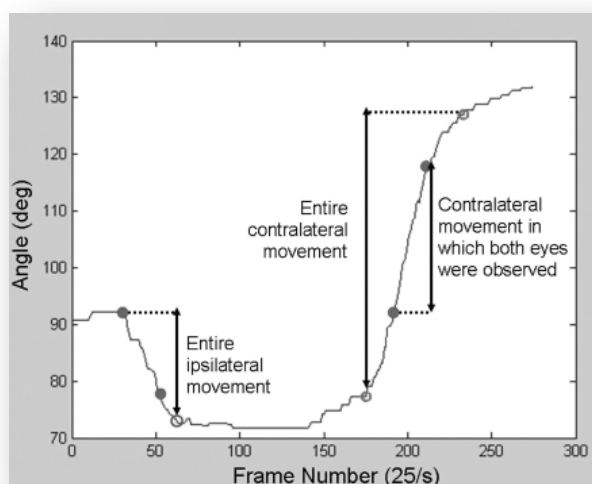


Figura 25: Gráfico do ângulo calculado em cada quadro ^[44].

Foram depois calculados a partir dos dados obtidos a média e o desvio padrão e estes foram comparados entre movimentos contralaterais e ipsilaterais usando o teste não paramétrico de wilcoxon para comparar series.

Foi notado que os movimentos contralaterais da cabeça são sempre precedidos por movimentos ipsilaterais da mesma e que os movimentos contralaterais da cabeça em 32 crises foram significativamente mais longos que os ipsilaterais contra apenas 6 crises em que ocorre o inverso.

A velocidade angular quantificada foi similar em ambos os movimentos. Observou-se que a velocidade em ambas as direcções era semelhante uma à outra, isto é, uma velocidade angular grande na direcção ipsilateral está correlacionada com uma velocidade angular alta na direcção contralateral, o que também se verifica para velocidades angulares baixas como mostrado na Figura 26.

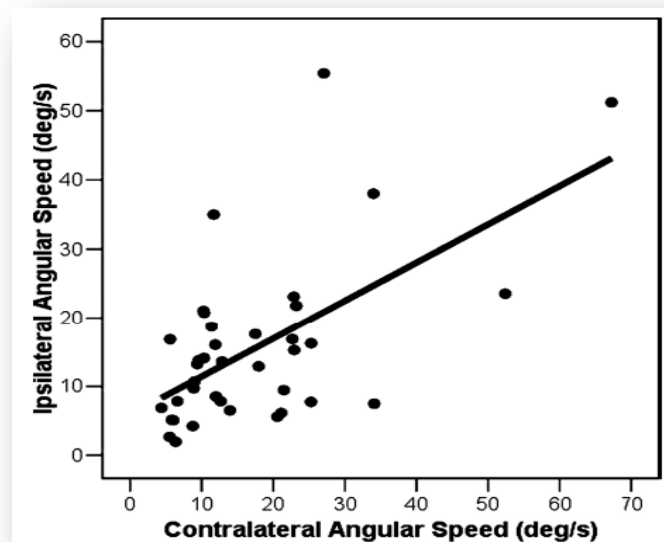


Figura 26: Correlação entre as velocidades angulares ipsilaterais e contralaterais ^[44].

Este trabalho mostrou que uma análise quantitativa dos movimentos durante uma crise epilética permite obter informações cruciais para uma classificação precisa e que estas podem resolver a controvérsia existente baseada apenas em critérios qualitativos. Foi mostrado que o movimento ipsilateral inicial da cabeça é seguido por um movimento contralateral da mesma em epilepsia do lobo temporal, mas que os movimentos contralaterais têm uma duração mais longa que os ipsilaterais e que a velocidade angular em ambos os movimentos são semelhantes.

Sabendo através dos trabalhos anteriores a relevância de uma análise quantitativa dos movimentos em crises epiléticas, é fundamental uma continuação nesta linha de investigação. Os trabalhos apresentados mostram que uma análise bidimensional dos movimentos permite detectar sinais importantes para o diagnóstico, obter informações da localização e lateralização do foco da crise. No entanto este tipo de análise revela algumas limitações:

- ▶ Usam apenas uma câmara.
- ▶ Ocorrem muitas oclusões.
- ▶ Apenas é feita análise 2D.
- ▶ Falta de profundidade.

Numa tentativa de resolver estes problemas, o passo mais evidente a dar seria a quantificação de movimento durante crises epiléticas agora em ambiente tridimensional, isto irá permitir:

- ▶ Aumentar a precisão de captura.
- ▶ Reduzir o número de erros de captura.
- ▶ Uma nova perspectiva do movimento podendo obter informações sobre movimentos nunca quantificados, como é o caso de movimentos em profundidade.

III - O SISTEMA DE QUANTIFICAÇÃO DE MOVIMENTO EM EPILEPSIA

No seguimento da linha de investigação do IEETA/Universidade de Aveiro em quantificação de movimento em crises epiléticas ^{[41][42][43][44]}, o projecto MovEpi3D veio estender as capacidades das soluções anteriores (solução 2D) com um "setup" que permite quantificar tridimensionalmente o movimento. Neste contexto foi necessário criar novas ferramentas/aplicações para visualizar, processar e analisar estes dados. Desta necessidade surge a aplicação MovEpi3D com o objectivo de cobrir estas funcionalidades. A criação desta ferramenta permitirá analisar a relevância do movimento em termos clínicos no caso da epilepsia.

III.1 - A PLATAFORMA DE CAPTURA DE MOVIMENTO

O projecto MovEpi3D é um projecto do IEETA/Universidade de Aveiro com a colaboração do Hospital Universitário de Munique que concilia a aquisição da monitorização de vídeo e electroencefalograma em simultâneo (video-EEG) com a captura dos movimentos em 3D, na mesma plataforma.

Como base para o novo sistema de quantificação de movimento foi escolhido um sistema da empresa Vicon[®] constituinte do grupo Oxford Metrics Group localizada em Oxford no Reino Unido, que permite capturas precisas de marcadores anatómicos em 3D a frequências até 200Hz. Este sistema de captura de movimento foi integrado num sistema digital de aquisição de vídeo-EEG com 64 canais para aquisição de dados por mais de 24 horas de modo a permitir uma observação diurna e nocturna do paciente. O EEG de 64 canais permitir gravar e armazenar dados das ondas cerebrais do paciente durante as crises e assim associar as mesmas aos movimentos involuntários provocados no paciente. Para permitir o mapeamento entre os eventos do EEG e dos movimentos, foi desenvolvido hardware sincronização entre o sistema Vicon e o sistema de vídeo-EEG.

O sistema Vicon é um sistema de quantificação de movimento óptico Outside-In de acordo com os critérios de Mulder ^[23]. Este é baseado em marcadores passivos e é composto por 4 câmaras de infravermelhos que detectam pequenos reflectores de radiação infravermelha colocados no corpo e seguem a sua posição em referência a cada câmara. Com o uso de três câmaras é possível através de algoritmos computacionais obter um movimento tridimensional quantificado. O sistema Vicon pode ser baseado em três ou quatro câmaras para quantificar tridimensionalmente o movimento em que a configuração com 4 câmaras permite aumentar a precisão e diminuir o número de oclusões durante as aquisições.

O sistema MovEpi3D encontra-se instalado na Unidade de Monitorização de Epilepsia do Hospital Universitário de Munique - com arquivo de mais de 2500 casos de vídeo-EEG adquiridos e que por ano adquire cerca de 550 novos casos, sendo o que alberga o maior número de casos de epilepsia na Europa, providenciando assim um número significativo de casos de estudo (base de dados do Hospital Universitário de Munique).

Em resumo o sistema instalado em Munique é composto pelo conjunto do sistema Vicon e o sistema com os seguintes componentes (Figura 27):

- ▶ 4 Câmaras de infravermelhos da Vicon (SVCams) com 1.3Megapixeis de resolução e com frame rate ajustável entre 100 e 200 quadros por segundo.
- ▶ Um sistema Video-EEG de 64 canais que permite uma obtenção dos sinais eléctricos cerebrais em sincronia com uma câmara de vídeo PAL com infravermelhos para obtenção de vídeo tanto em condições diurnas como nocturnas.
- ▶ Uma Vicon Datastation que controla as câmaras e captura dados 2D provenientes das mesmas em formato TVD.
- ▶ Uma Vicon Wokstation que obtém a informação proveniente da Datastation e pode guardar em formato C3D ou transmitir essa informação para outro software.
- ▶ A caixa de sincronização é responsável pela sincronização temporal entre todos os dispositivos.

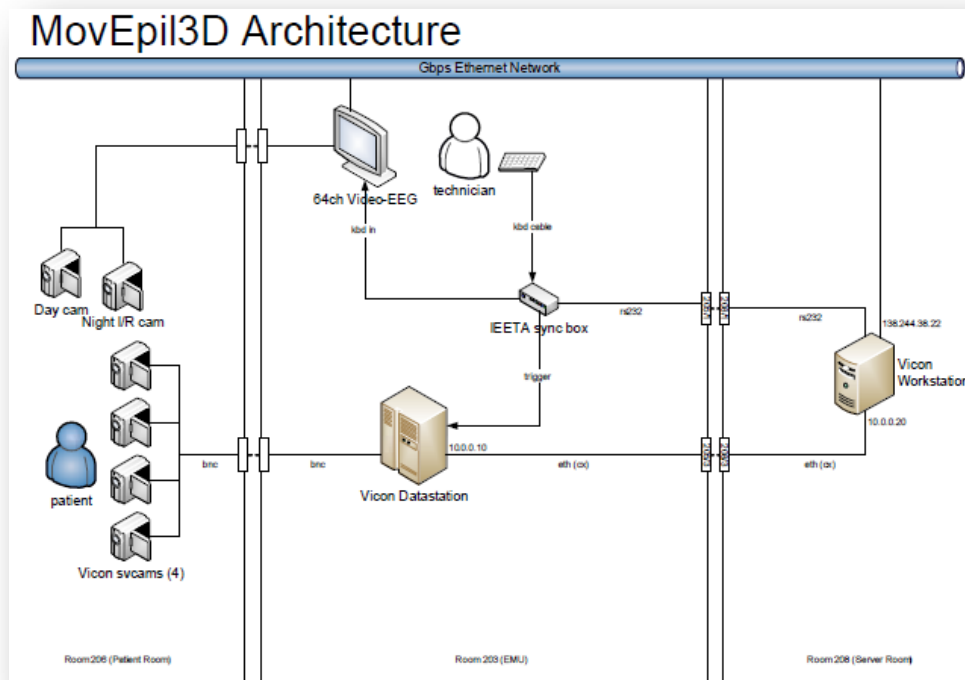


Figura 27: Arquitectura do sistema MovEpi3D ^[51].

Na estrutura implementada no Hospital Universitário de Munique, as câmaras foram posicionadas de modo a permitir um campo de visão total da cama do paciente, de modo a reduzir o número de oclusões ocorridas durante a monitorização e quantificação das crises (Figura 28).

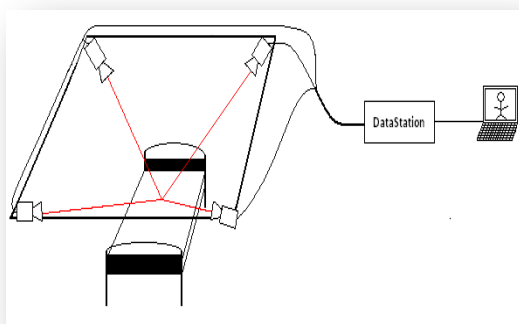


Figura 28: Esquema de colocação das câmaras ^[50].



Figura 29: Sistema de captura MovEpi3D ^[51].

No sistema de captura quando é detectado o início de uma crise, o técnico que se encontra de vigilância define um ponto que sinaliza e sincroniza o sistema. Quando finaliza a crise, este é sinalizado outra vez o que automaticamente define uma crise para o segmento de dados capturados e sincronizados durante esse intervalo. Os dados de movimento da crise são então guardados em formato próprio do sistema Vicon e podem ser extraídos para o formato C3D de uso geral ^[46].

III.2 - A APLICAÇÃO MOVEPIL3D

Para suportar o sistema MovEpi3D foi implementada uma aplicação com o mesmo nome com o objectivo de analisar dados de movimentos tridimensionais quantificados provenientes de crises epiléticas.

O principal requisito da MovEpi3D é permitir aos clínicos (utilizadores alvo) extrair informação vital do movimento para a classificação de crises epiléticas e tornasse a visualização e interpretação desta informação o mais simples e intuitiva possível.

Os principais casos de uso identificados foram (Figura 30):

- ▶ Leitura de ficheiros com dados de movimento de formato aberto.
- ▶ Visualização de gráficos sobre os dados de movimento.
- ▶ Relacionar marcadores.
- ▶ Obter estatísticas sobre o movimento.

A aplicação MovEpi3D deve permitir visualizar diferentes tipos de gráficos assim como seleccionar e analisar secções específicas de dados em pormenor.

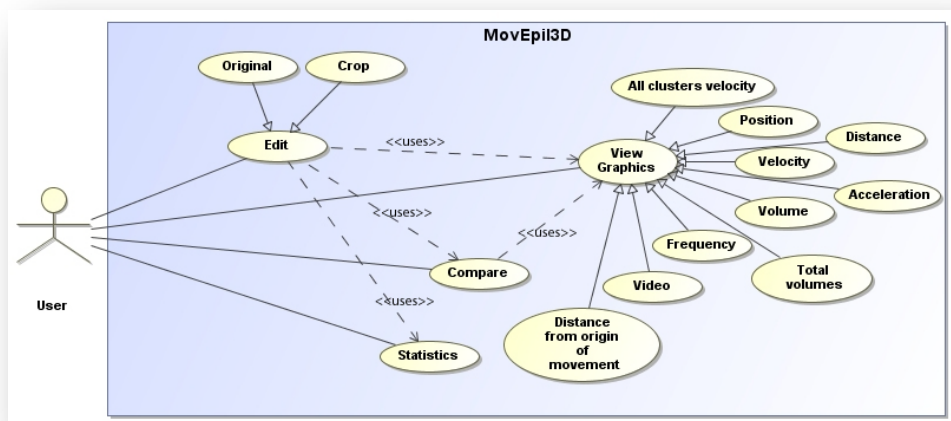


Figura 30: Diagrama de casos de uso da interface.

III.2.1 - DESCRIÇÃO

A aplicação MovEpi3D foi implementada em MatLAB[®] [47]. A escolha deste ambiente de trabalho fez-se devido à sua facilidade tanto de utilização como de linguagem de programação, assim como a familiaridade obtida anteriormente com o software. O ambiente MatLAB também suportou o desenvolvimento da interface gráfica da aplicação, e as características apresentadas pelo mesmo em termos de criação de interfaces gráficas e a execução em sistemas que não possuam o software MatLAB[®] instalado são uma mais-valia que diferenciam superiormente este software.

Os pré-requisitos para a execução do software no sistema é a instalação prévia do software “Microsoft Visual C++ 2005 Runtime Libraries” e do “MatLAB Runtime Environment”, ambos disponibilizados com o software MovEpi3D.

A aplicação MovEpi3D implementada possui as seguintes funcionalidades:

- ▶ Leitura de dados de movimento em ficheiro de dados de uso geral C3D [46].
- ▶ Compatibilidade com as medidas de tempo do software de captura Vicon[®].
- ▶ Capacidade de manipulação de dados.
- ▶ Possibilidade de extracção de dados em formato matricial (*.mat) [48].
- ▶ Apresentação gráfica dos resultados.
- ▶ Visionamento de vídeos.
- ▶ Módulo de análise na frequência.
- ▶ Comparação directa entre marcadores.
- ▶ Comparação de diferentes tipos de gráficos.
- ▶ Visualização de estatísticas.

III.2.1.1 - Arquitectura da aplicação MovEpil3D

A aplicação encontra-se dividida em quatro módulos de software, cada uma responsável por tarefas específicas e nenhum é independente, sendo a sua dependência entre elas apresentada na Figura 31.

- ▶ O módulo de “Input/Output” é responsável pela leitura dos ficheiros de dados assim como pela extracção dos dados para o exterior da aplicação.
- ▶ O módulo “Data Manipulation” permite alterar os dados abertos e seleccionar apenas segmentos que se pretendam analisar.
- ▶ O módulo “Calculate” efectua todos os cálculos e processamentos aplicados aos dados de movimento.
- ▶ O módulo “Graphical User Interface” é a responsável por gerir todas as secções anteriores e por apresentar todas as informações retiradas dos dados analisados num ambiente gráfico.

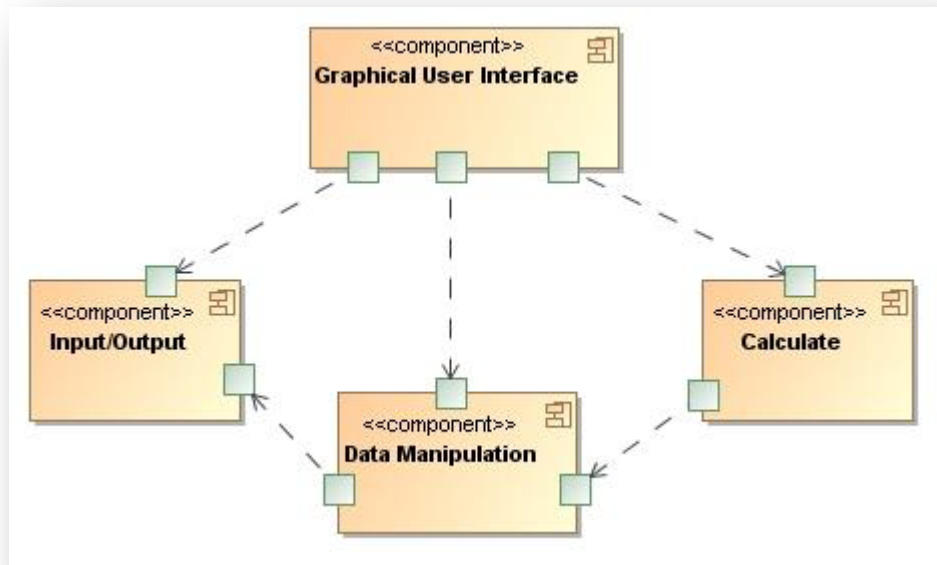


Figura 31: Arquitectura da aplicação MovEpil3D.

III.2.1.2 - Funções de sistema da MovEpil3D

A aplicação MovEpil3D foi desenhada tipicamente para a partir dos ficheiros C3D e/ou vídeos permitir analisar dados de movimento e obter gráficos de diferentes medidas, dos quais o da trajectória do movimento e a partir deste extrair a distância percorrida, a velocidade, a aceleração e o volume percorrido pela trajectória assim como providenciar uma análise na frequência do movimento. Uma descrição mais detalhada dos fluxos típicos da MovEpil3D está descrita no diagrama (Figura 32).

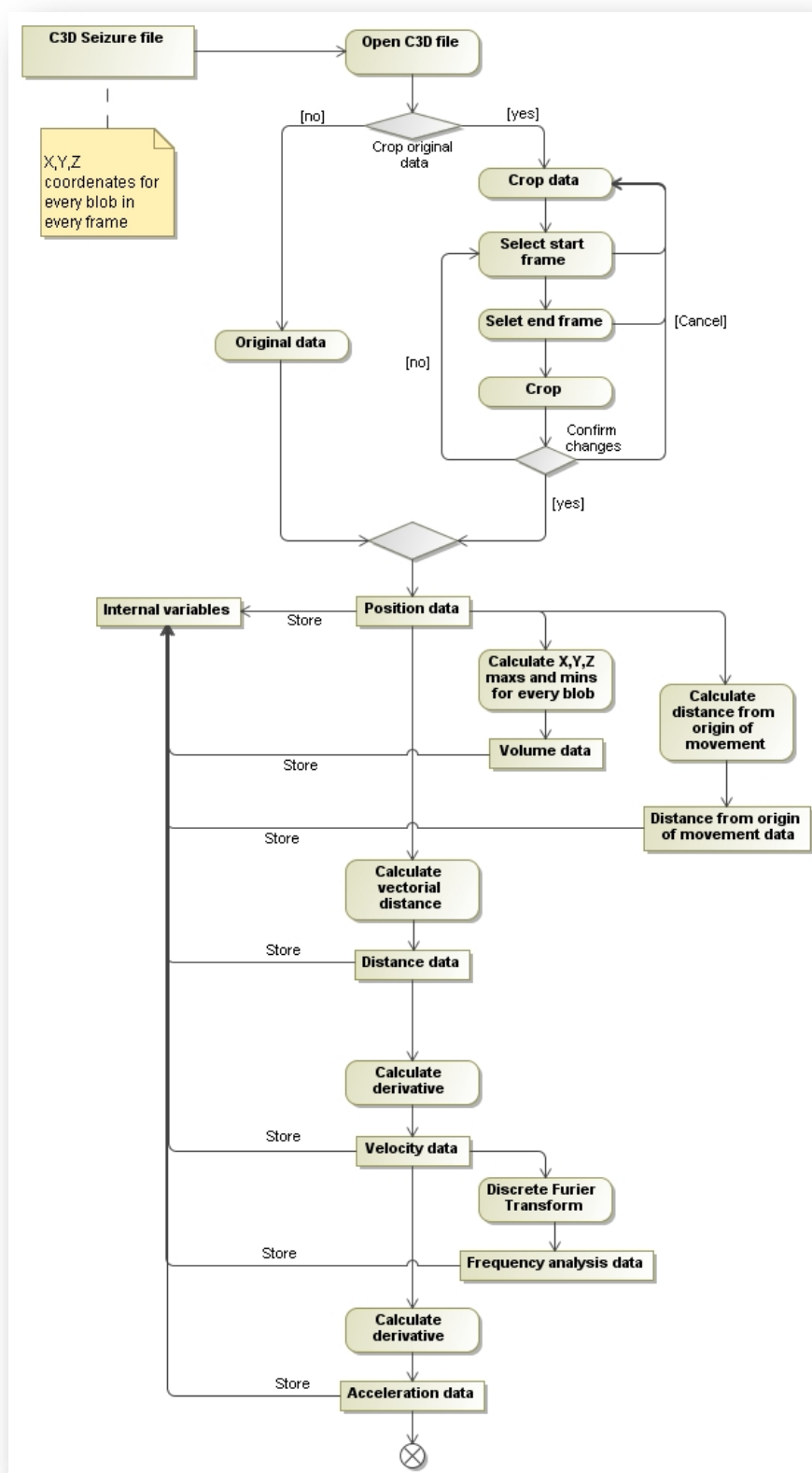


Figura 32: Workflow dos dados de movimento.

III.2.1.3 - Descrição algorítmica das funções

A aplicação MovEpi3D permite o acesso às suas funcionalidades por meio de funções em MatLAB, e de modo a clarificar os argumentos de entrada dessas funções, é apresentada aqui uma descrição dos argumentos específicos do software MatLAB[®] necessários na criação da aplicação.

- ▶ **hObject** – variável com o identificador do objecto em questão.
- ▶ **eventdata** – variável reservada a ser usada apenas em futuras versões do software MatLAB[®].
- ▶ **handles** – variável com os identificadores únicos de cada objecto da aplicação.

III.2.1.3.1 - Input/Output

Nesta secção estão descritas as funções que permitem ler ou extrair dados.

▶ **[Frames,Groups,Markers,VideoFrameRate]=openc3d(file)**

A função lê o ficheiro “file” no formato C3D e obtém informação do tamanho dos dados na variável “Frames”, informação sobre os parâmetros do ficheiro na variável “Groups”, os dados de movimento na variável “Markers” e o número de frames por segundo dos dados em “VideoFrameRate”.

▶ **menu_file_open_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função chama a função anterior para ler o ficheiro de dados de movimento, cria os campos de informações sobre o ficheiro de dados e cria a lista dos marcadores em alemão. Estes encontram-se discriminados em alemão devido à base de dados ser proveniente do Hospital Universitário de Munique.

▶ **checkbox_save_crop_Callback(hObject, eventdata, handles)**

Permite seleccionar se pretende extrair os dados seleccionados para um ficheiro de formato .mat. Esta grava a variável interna que contém esses dados de movimento no ficheiro pretendido. O nome do ficheiro em que se pretende gravar é seleccionado numa caixa de texto apresentada.

III.2.1.3.2 - Manipulação de dados

Nesta secção estão descritas as funções que permitem manipular os dados de movimento.

▶ **button_set_first_frame_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite escolher o primeiro quadro da secção de dados que se deseja.

► **button_set_last_frame_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite escolher o último quadro da secção de dados que se deseja.

► **button_confirm_changes_crop_Callback(hObject, eventdata, handles)**

Em primeiro, esta função salvaguarda os dados de movimento num ficheiro de *backup*, e em seguida pega no valor do primeiro e do ultimo quadro da secção de dados que se pretende extrair e retira os dados anteriores ao primeiro quadro escolhido e os dados posteriores ao ultimo quadro escolhido.

► **button_reset_crop_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite retornar aos dados de movimento originais com a leitura do ficheiro de *backup* criado e a substituição dos dados pelos dados contidos no ficheiro.

III.2.1.3.3 - Processamento/Cálculos

Nesta secção estão descritas as funções de processamento/cálculos dos dados

► **PlotPosition(graphic_handle, marcador, indice_marcador, handles)**

A função processa os dados de movimento do marcador escolhido em que o seu índice é passado no segundo argumento. Os dados não necessitam de cálculos auxiliares visto estes estarem em coordenadas cartesianas (X, Y, Z). No final cria o gráfico da trajectória correspondente no *handle* (identificador) gráfico passado no argumento. Nesse gráfico é adicionada uma bola no inicio da trajectória de modo a elucidar a posição onde é iniciado o movimento. Isto é efectuado com o auxílio das funções intrínsecas do MatLAB® “mesh” e “sphere”.

► **[dist, distpercorrida] = PlotDistance(graphic_handle, marcador, indice_marcador, handles)**

A função calcula a distância no espaço entre cada posição consecutiva do marcador (Equação 1) e vai somando o seu valor para obter a distância percorrida no tempo. O índice do marcador escolhido é passado no argumento, assim como o *handle* do gráfico em que é apresentada a distância percorrida no tempo. Esta função retorna a distância calculada assim com a distância percorrida pelo marcador de forma a ser possível calcular estatísticas das mesmas.

$$dist = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Equação 1: Equação do cálculo da distância no espaço.

► **vel = PlotVelocity(graphic_handle,marcador,indice_marcador,handles)**

A função calcula a diferença no espaço entre cada ponto e o seguinte (Equação 1) e assim sucessivamente, obtendo assim a velocidade do marcador. O índice do marcador escolhido é passado no argumento, assim como o *handle* do gráfico em que é apresentada a distância percorrida no tempo. Esta função retorna a velocidade calculada de forma a ser possível calcular estatísticas da mesma.

► **acel = PlotAcceleration(graphic_handle,marcador,indice_marcador,handles)**

A função calcula a velocidade como no caso anterior e em seguida calcula a diferença entre a velocidade de cada ponto e o seguinte, obtendo assim a velocidade do marcador escolhido pelo índice do marcador. No final é apresentado o gráfico da aceleração do marcador no gráfico seleccionado pelo seu handle. Esta função retorna a aceleração calculada de forma a ser possível calcular estatísticas da mesma.

► **PlotVolume(graphic_handle,marcador,indice_marcador,handles)**

A função calcula os valores mínimos e máximos de cada uma das três coordenadas e com esses obtêm os vértices de um prisma rectangular que contém a trajectória do marcador e é calculado o seu volume através da Equação 2. É apresentado no gráfico seleccionado pelo seu handle a trajectória do marcador escolhido sobreposto pelo prisma rectangular que a contém.

$$\text{Volume} = \text{largura} * \text{comprimento} * \text{altura}$$

Equação 2: Cálculo do volume de um prisma rectangular.

► **PlotClusterVelocity(handles,C3D)**

A função calcula a velocidade assim como na função PlotVelocity mas de todos os marcadores activos contidos do grupo seleccionado com a função *graphic_markers_crop_ButtonDownFcn* e apresenta um gráfico com a velocidade dos marcadores em simultâneo.

► **[freq,Y_abs] = PlotFrequency(graphic_handle,marcador,indice_marcador,handles)**

A função calcula a velocidade do marcador indicado no argumento pelo seu índice como descrito anteriormente. Depois de completo o cálculo da mesma, esta é filtrada com um filtro do tipo *Butterworth* de ordem 4 e com uma frequência de corte de $5e^{-4}Hz$ de forma a retirar a componente de frequência zero da velocidade (Figura 33 e Figura 34). Após a conclusão deste processo, a frequência já filtrada é convertida para o domínio da frequência através da “Transformada Discreta de Fourier”. Esta é então impressa no gráfico escolhido pelo seu *handle*. Esta função retorna os resultados da análise na frequência de forma a ser possível calcular estatísticas sobre os mesmos.

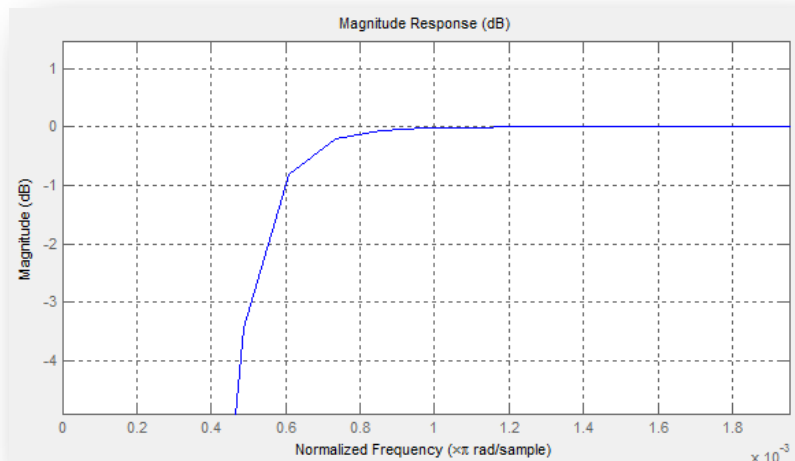


Figura 33: Resposta em amplitude do filtro.

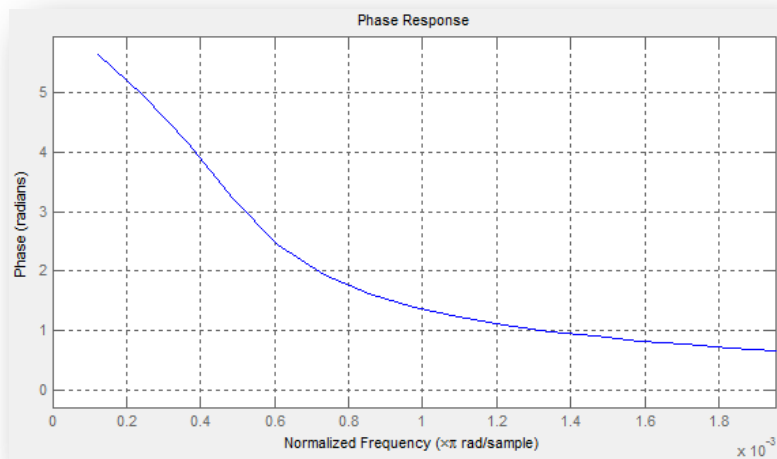


Figura 34: Resposta em fase do filtro.

► **menu_view_graphic_all_velocity_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função processa os dados de movimento de todos os marcadores, em que é escolhido o primeiro marcador activo de cada grupo de marcadores (esta operação é efectuada devido ao movimento dos marcadores em cada grupo ser similar) e calcula a sua velocidade. Isto é efectuado para todos os grupos de marcadores e no final é criado um gráfico das velocidades semelhantes aos dos traçados de EEG.

► **PlotDistanceFromOrigin(graphic_handle, marcador, indice_marcador, handles)**

A função processa os dados de movimento do marcador escolhido em coordenadas cartesianas (X, Y, Z), e retira o valor da posição inicial do movimento (origem do

movimento) ficando assim com a distância a esse ponto (origem). Em seguida apresenta um gráfico com esse distância para cada coordenada e ainda para todas as coordenadas.

III.2.1.4 - A interface gráfica

Quando é iniciada a interface esta apresenta a janela inicial seguinte (Figura 35), a qual possui um menu de interação e uma barra de ferramentas ao dispor do utilizador:

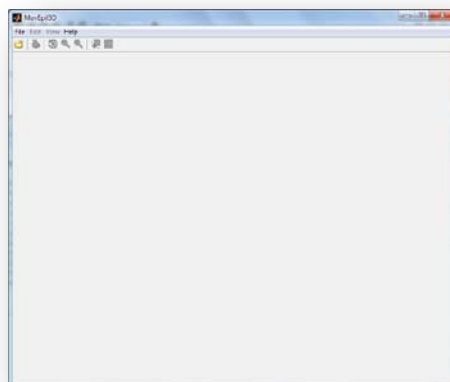


Figura 35: Vista inicial da interface MovEpi3D.

III.2.1.4.1 - Sistema de menus

De modo a providenciar um acesso a todas as funcionalidades, foi criado um menu com uma estrutura de fácil recordação. Na criação deste foi considerado que a maioria das pessoas possui uma memória de curta duração que apenas consegue memorizar 7 ± 2 itens. Neste caso conseguiu-se reduzir o número de submenus ao possibilitar a escolha do tipo de gráfico dentro do painel específico de visualização em vez de incluir essa escolha nos submenus (Figura 36):

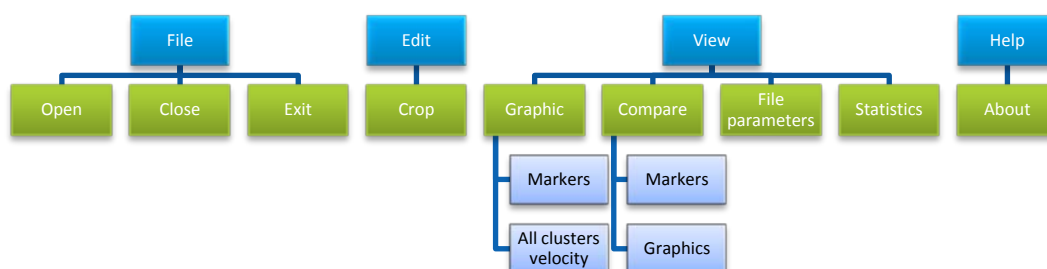


Figura 36: Esquema da estrutura de menus da interface.

O menu encontra-se estruturado da seguinte forma (Tabela 3):

File...			O menu “File” apresenta três opções que controlam o estado da interface.
	Open		Esta opção permite em qualquer instante abrir o ficheiro de extensão C3D que contem dados de movimento para analisar.
	Close		Este item só é activado depois de aberto um ficheiro de dados e quando este item é seleccionado é fechado o ficheiro.
	Exit		Este item encontra-se sempre activo e permite fechar a interface.
Edit...			O menu “Edit” permite editar os dados de movimento carregados.
	Crop		Permite seleccionar nos dados uma secção de interesse e retirar os restantes que não pertencem a essa secção.
View...			Este menu permite aceder às diferentes visualizações dos dados de movimento.
	Graphic...		O submenu “Graphic” permite aceder a gráficos relativos a um marcador ou ao conjunto total de marcadores.
		Markers	Esta opção permite visualizar todos os tipos de gráficos obtidos através dos dados de movimento, assim como algumas estatísticas dos mesmos.
		All Clusters Velocity	Este item apresenta um gráfico da velocidade de todos os conjuntos de marcadores no decorrer da crise.
	Compare...		Este submenu permite comparar diferentes marcadores entre si.
		Markers	Esta opção possibilita a comparação de dois marcadores para o mesmo tipo de gráfico.
		Graphics	A comparação de diferentes tipos de gráficos é seleccionada a partir deste item do submenu “Compare”.
	File Parameters		A selecção deste item permite visualizar uma descrição dos marcadores e do ficheiro de dados seleccionado.
	Statistics		Apresenta diferentes estatísticas sobre os diferentes tipos de gráficos.
Help...			Permite visualizar informações sobre a interface.
	About		Apresenta a versão da interface.

Tabela 3: Descrição do sistema de menus.

III.2.1.4.2 - Barra de ferramentas

A barra de ferramentas (Figura 37) criada possui os seguintes botões:



Figura 37: Barra de ferramentas da interface.









	Abrir	Assim como o item “Open” do menu “File”, permite abrir um ficheiro de extensão C3D que contém dados de movimento.
	Imprimir	Imprime a janela da interface.
	Rotação 3D	Permite fazer uma rotação tridimensional nos gráficos. Apenas activo em gráficos tridimensionais.
	Mais zoom	Permite aumentar o nível de zoom no gráfico.
	Menos zoom	Permite reduzir o nível de zoom no gráfico.
	Voltar ao painel anterior	Permite voltar ao último painel apresentado.
	Legenda	Insere uma legenda sobre os dados existentes no gráfico.
	Cursor de dados	Mostra informação sobre o ponto no gráfico em que este é posicionado com o auxílio do ponteiro do rato.

Tabela 4: Botões da barra de ferramentas e sua funcionalidade.

III.2.1.4.3 - Painéis de visualização

A interface gráfica da aplicação está dividida em painéis, um para cada tipo de funcionalidade:

► **Informações sobre o ficheiro de dados:**

Este painel apresenta uma descrição sobre o ficheiro de dados aberto. Mostra o nome do ficheiro, do paciente, a quadro inicial e o final, a duração em quadros e em segundos.

Mostra uma lista com os marcadores activos assim como uma imagem ilustrativa da localização dos marcadores, onde os activos encontram-se com uma cor verde e os não activos de vermelho.

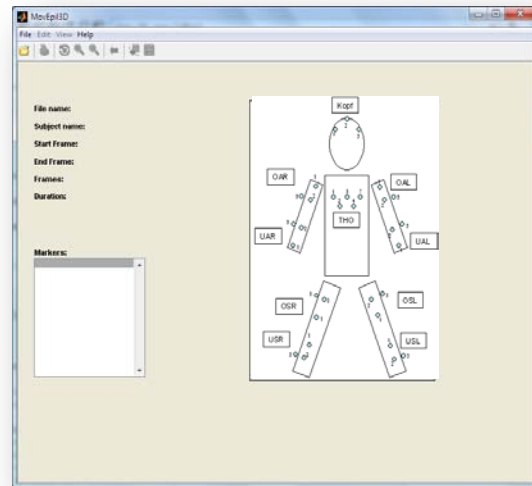


Figura 38: Painel de informações sobre o ficheiro de dados.

► **Manipulação de dados:**

Este painel permite escolher/extrair uma secção de dados de interesse. Possui uma imagem ilustrativa do posicionamento dos marcadores.

Apresenta uma secção do lado direito inferior que permite seleccionar o ficheiro para o qual se pretende extrair os dados.

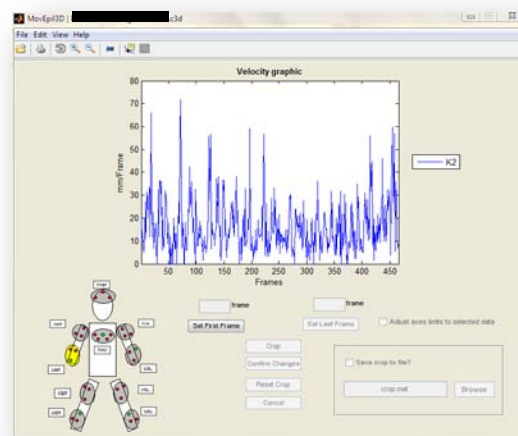


Figura 39: Painel de manipulação de dados.

► Visualização de gráficos:

Este painel apresenta um gráfico, um menu para a escolha do tipo de gráfico, uma imagem ilustrativa do posicionamento dos marcadores e uma secção de estatísticas no lado inferior direito. Esta secção só é apresentada para alguns tipos de gráficos.

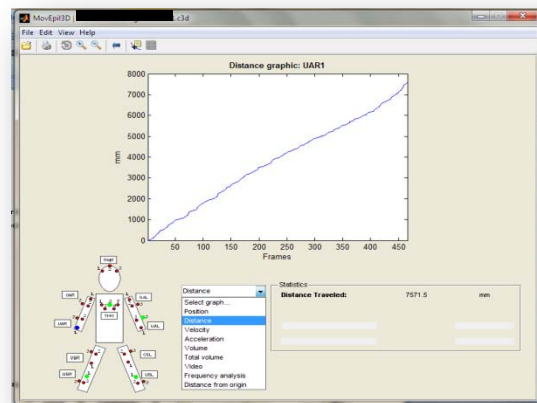


Figura 40: Painel de visualização de gráficos.

► Gráfico da velocidade semelhante a traçados de EEG:

Este painel apresenta uma imagem ilustrativa dos grupos de marcadores e da sua posição, e ainda um gráfico que mostra em simultâneo a velocidade de um marcador de cada grupo.



Figura 41: Painel do gráfico da velocidade de todos os marcadores em simultâneo.

► Comparação de marcadores:

O painel de comparação de marcadores apresenta dois gráficos, duas imagens do posicionamento dos marcadores, um menu que permite escolher o tipo de gráfico que se pretende visualizar e o botão “merge”. Este botão permite visualizar apenas em um gráfico simultaneamente os dados dos dois gráficos apresentados.

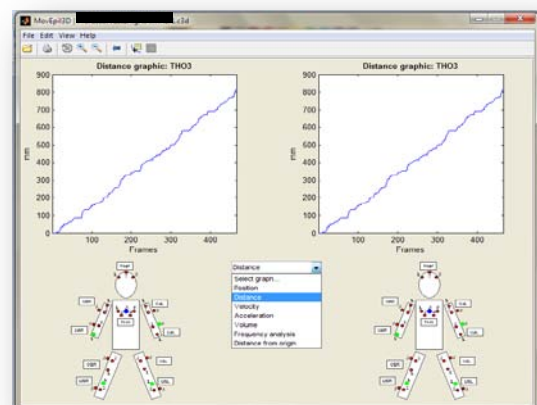


Figura 42: Painel de comparação de marcadores.

► Comparação de gráficos:

O painel de comparação de gráficos está dividido em duas metades, onde cada metade funciona como no menu de visualização de gráficos. Cada uma contém um gráfico, uma imagem do posicionamento dos marcadores e um menu para escolher o tipo de gráfico que irá aparecer no gráfico dessa metade.

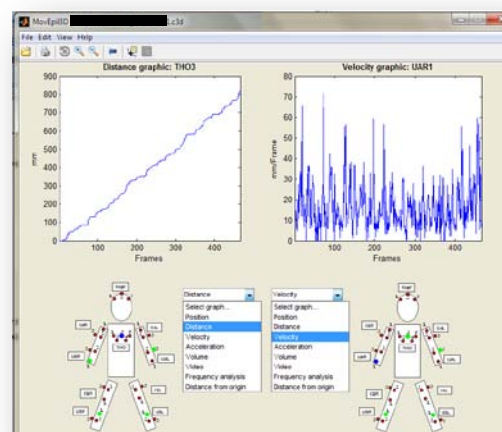


Figura 43: Painel de comparação de gráficos.

► Visualização das estatísticas:

Este painel contém um gráfico inicialmente invisível, e um menu que permite escolher qual o tipo de estatísticas que se pretendem visualizar.

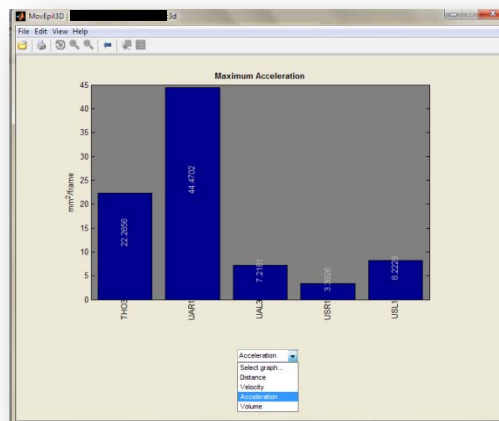


Figura 44: Painel de visualização das estatísticas.

III.2.2 - RESULTADOS

Nesta secção serão apresentados os resultados obtidos através da aplicação MovEpi3D quando aplicada aos dados da crise de um paciente do Hospital Universitário de Munique como forma de ilustrar não só a utilização da aplicação mas também as potenciais mais-valias que ela poderá trazer ao processo de diagnóstico clínico.

Para a apresentação destes, irá ser apresentada uma abordagem prática da aplicação nos dados de um paciente obtidos na base de dados do Hospital Universitário de Munique.

III.2.2.1 - Exemplo de utilização

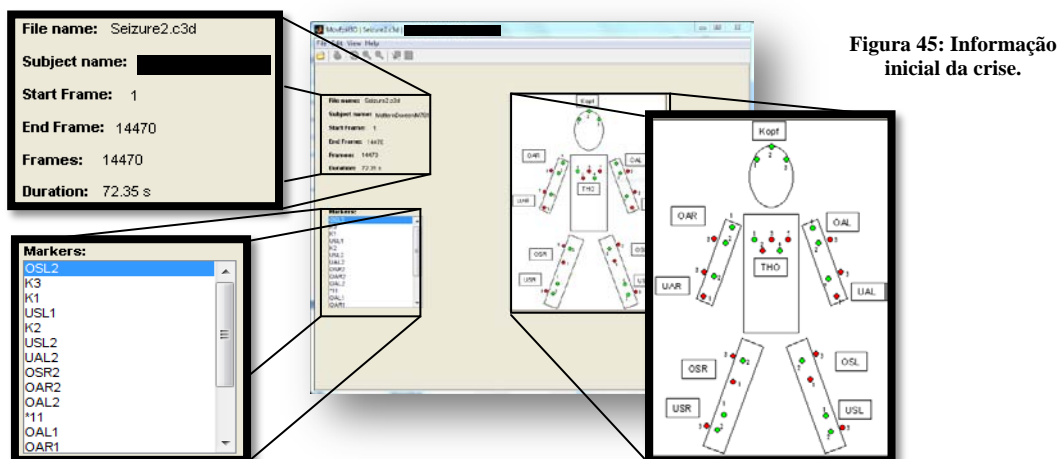
Nesta secção a análise centra-se numa crise de uma paciente de sexo feminino e de 62 anos da base de dados do Hospital Universitário de Munique. A paciente possui epilepsia focal direita com crises automotoras, e com uma actividade paroxística no EEG temporal direito.

É colocada a pergunta clínica: "**é possível confirmar o diagnóstico a partir da análise quantitativa do movimento da crise?**", indirectamente procurando responder se são possíveis extrair informações relevantes da análise da crise apoiadas na aplicação MovEpi3D.

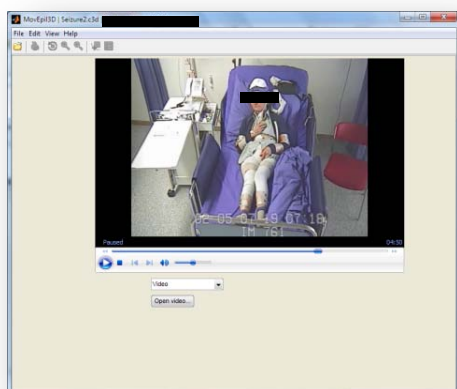
Em primeiro lugar procede-se à leitura do ficheiro que contém os dados de movimento da crise em questão. Após a leitura estar completa são apresentadas algumas informações sobre o ficheiro, nomeadamente:

- ▶ O nome do ficheiro.
- ▶ O nome do paciente.
- ▶ O quadro que marca o início da crise.
- ▶ O quadro que marca o final da crise.
- ▶ A duração da crise em quadros.
- ▶ A duração em segundos.

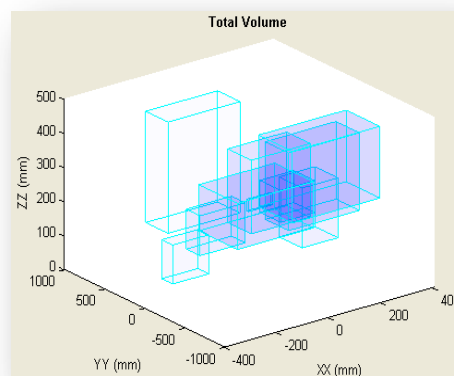
Com esta informação podemos saber qual o paciente em questão e qual o número da sua crise, apresentada no nome do ficheiro. São ainda mostrados quais os marcadores activos, tanto o seu nome na caixa de texto como a sua localização na imagem.



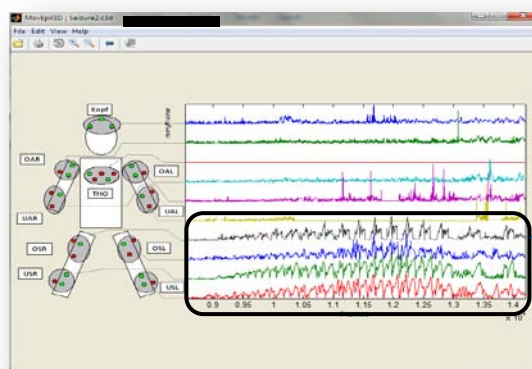
A primeira pergunta natural é saber onde se encontram os movimentos de interesse? Para além da visualização do vídeo, donde através de uma forma qualitativa é possível determinar onde os movimentos de interesse se encontram (Figura 46a); o mesmo pode ser inferido recorrendo ao gráfico dos volumes percorridos por todos os marcadores (Figura 46b) onde movimentos mais extensos são traduzidos por volumes maiores; através da análise das velocidades dos marcadores é possível identificar áreas (através dos marcadores) onde os movimentos são mais rápidos, lentos ou inexistentes. (Figura 46c).



(a)



(b)

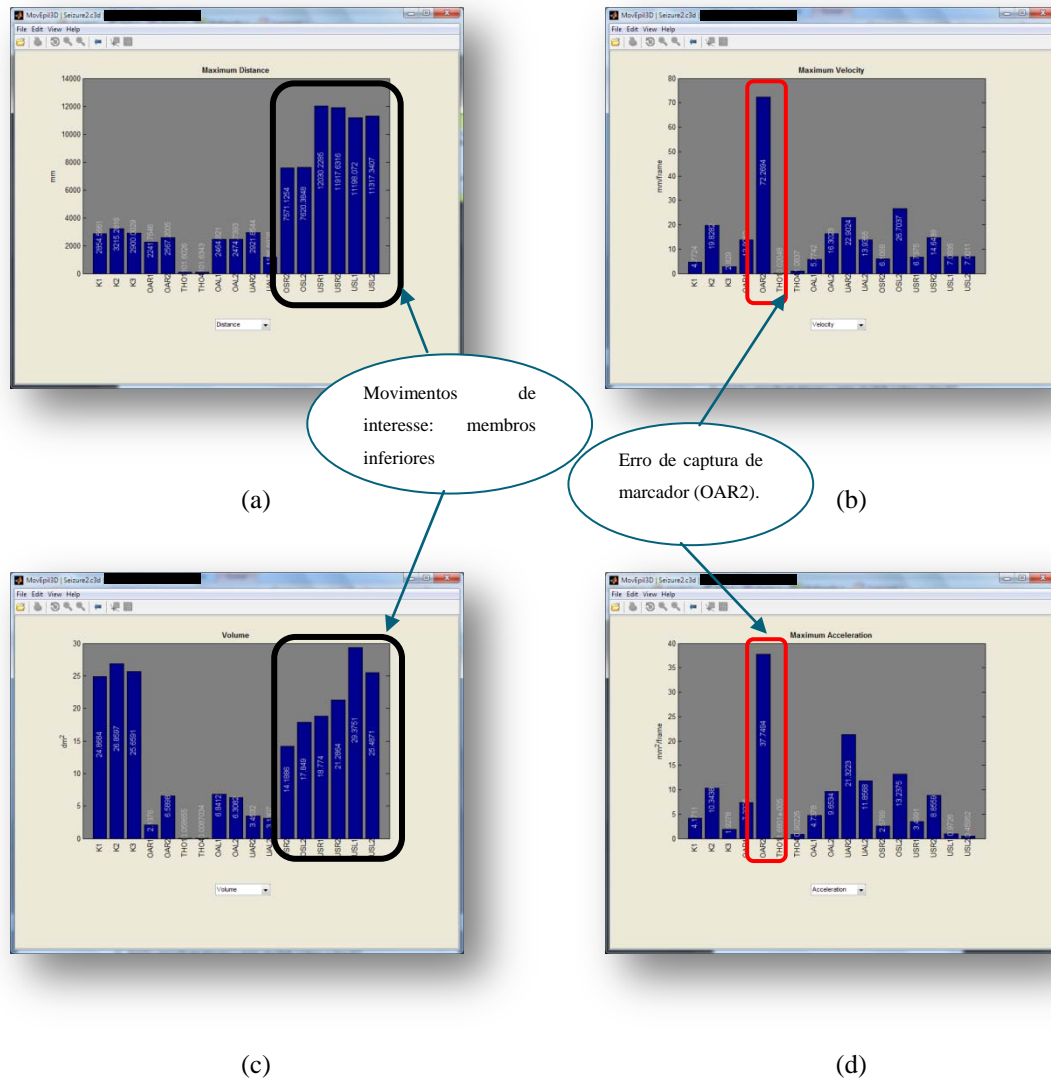


(c)

Marcadores com maior movimento nos membros inferiores (OSR, OSL, USR, USL).

Figura 46: Determinação da localização dos movimentos de interesse.

A partir da visualização dos gráficos anteriores parece razoável suspeitar que os movimentos de interesse se encontram nos membros inferiores da paciente. Para suportar esta hipótese foram analisadas as velocidades máximas e distâncias percorridas pelos marcadores (Figura 47).

**Figura 47: Gráficos das estatísticas – (a) Distância percorrida; (b) Velocidade máxima; (c) Volume percorrido pelo marcador e (d) Aceleração máxima.**

Para além de confirmar as suspeitas, da análise dos gráficos anteriores (Figura 47) foi possível identificar erros na quantificação (Figura 47b, Figura 47d), nomeadamente que a velocidade máxima e aceleração verificadas no marcador do ombro direito são exageradas não correspondendo a um movimento humano realista logo estas devem-se a um erro na captura do marcador. Isto pode verificar-se através do gráfico da velocidade desse marcador (Figura 48).

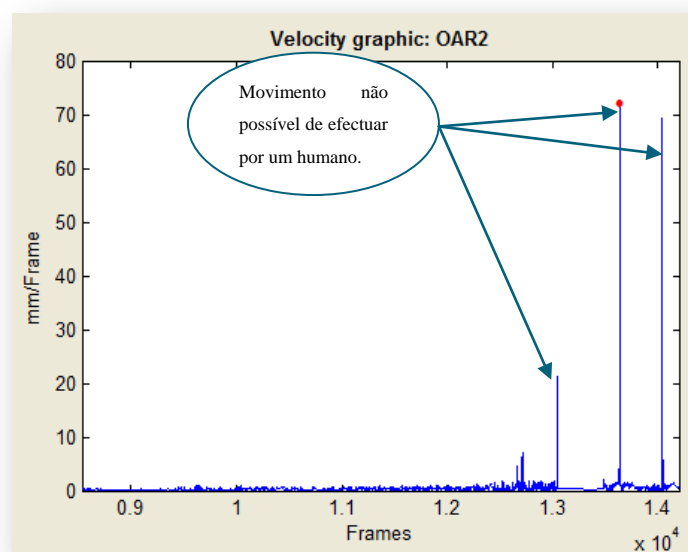


Figura 48: Gráfico da velocidade do marcador do ombro direito (OAR2).

Após a determinação das áreas com os movimentos de interesse se situam nos membros inferiores, procedeu-se à sua análise mais detalhada como apresentado na Figura 49 e Figura 50 nomeadamente segmentando os intervalos de tempos associados à fase inicial da crise.

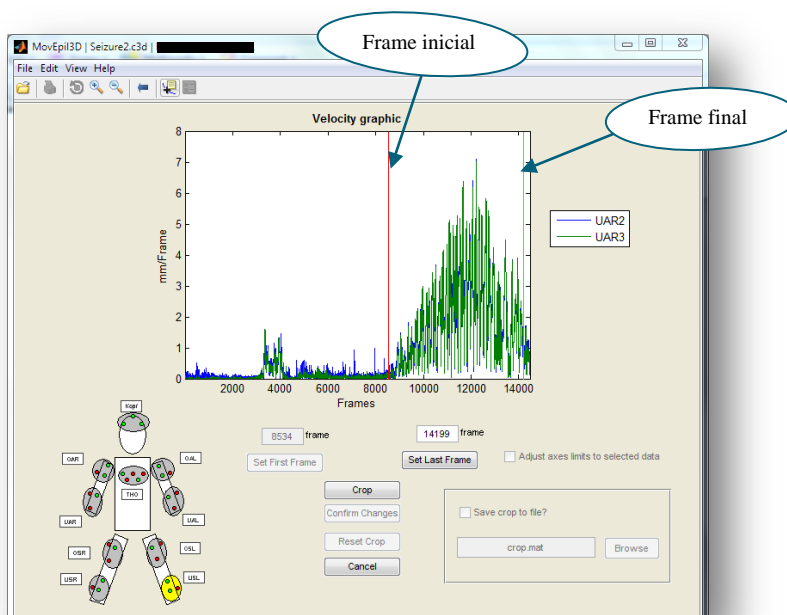


Figura 49: Selecção da secção de interesse.

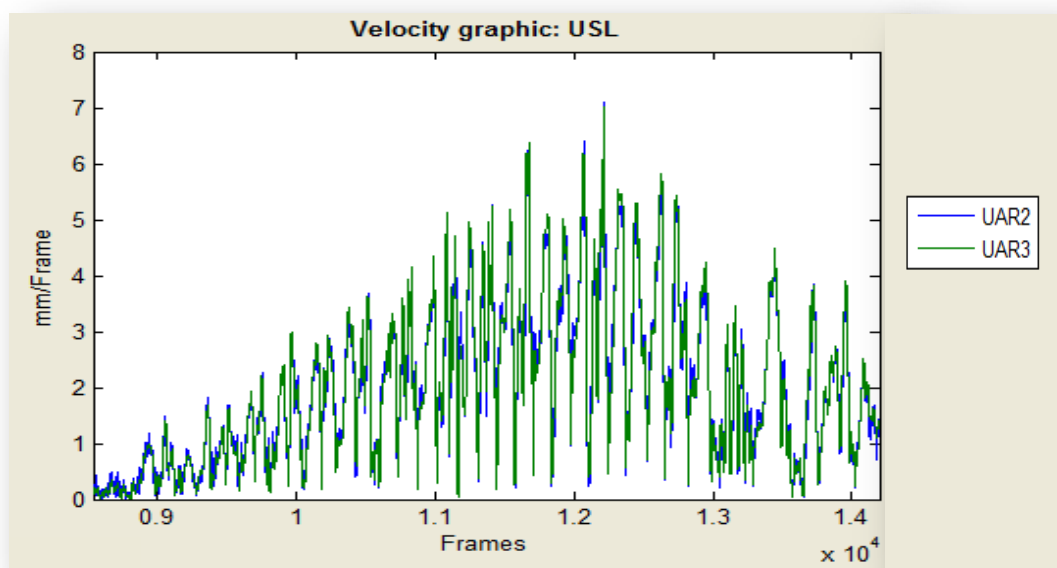


Figura 50: Secção de interesse dos dados.

Esta segunda fase da análise centrou-se em tentar estabelecer em primeiro lugar a relevância dos movimentos dos pés (marcador USL2 para o pé esquerdo e USR2 para o pé direito) e em segundo eventuais diferenças entre os movimentos do lado direito e esquerdo.

A visualização da trajectória do pé esquerdo sugere uma certa periodicidade do movimento no decorrer da crise (Figura 51). Neste processo é possível quantificar informação como por exemplo o volume coberto pelo movimento do pé esquerdo, esta medida permite obter informações sobre a extensão do movimento e uma normalização da mesma permite efectuar comparações entre estas medidas - neste caso visualizou-se o gráfico do volume do mesmo pé (Figura 52) que nos apresentou a informação quantitativa de que o movimento do pé ocupou um volume de 25.4871 decímetros cúbicos.

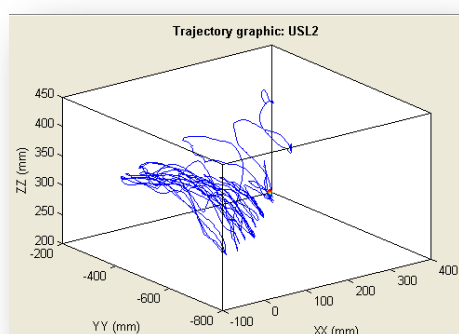


Figura 51: Gráfico da trajectória do pé esquerdo.

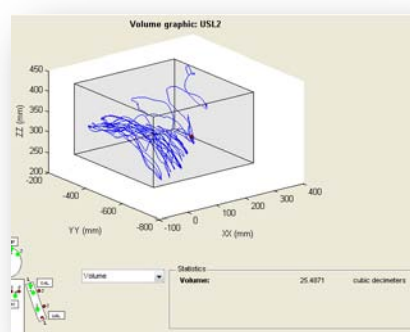


Figura 52: Gráfico do volume do pé esquerdo.

O processo foi repetido para o pé direito. Desta extraiu-se que este pé também apresenta alguma periodicidade, e que neste caso o movimento efectuado ocupou um volume de 21.28 decímetros cúbicos.

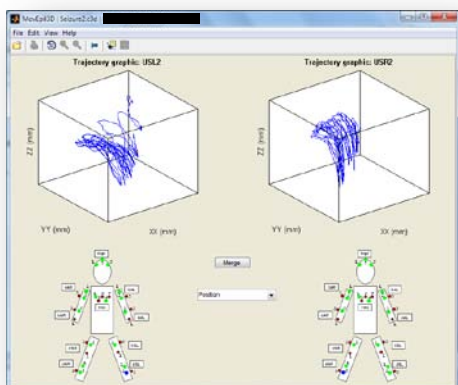


Figura 53: Comparação da trajectória.

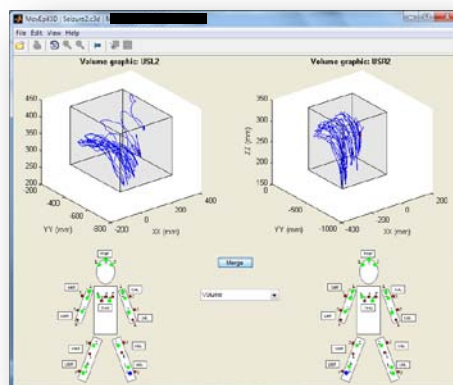


Figura 54: Comparação do volume.

Da comparação directa entre ambos os pés podemos observar que as trajectórias apresentadas por ambos os pés são semelhantes, sugerindo ambas uma periodicidade no movimento e confirmando a importância do movimento apresentado por ambos os membros inferiores (Figura 53). Pode-se concluir através dos volumes percorridos por ambos os pés (Figura 54) que o pé esquerdo abrange um maior volume de movimento que o pé direito.

Da análise da distância percorrida por ambos os pés (gráfico da Figura 55) pode verificar-se que o pé esquerdo apresentou uma distância percorrida de 11,3 metros e do pé direito de 11,9 metros. Estes dados em conjunto com os obtidos anteriormente permitem concluir que apesar de pé esquerdo ter apresentado um maior volume de movimento do que o direito, o direito é o que apresenta uma maior quantidade de movimento. A linearidade apresentada em ambos os gráficos (Figura 56) permitiu reforçar que existe uma periodicidade no movimento de ambos os pés, e através do coeficiente de correlação entre as distâncias percorridas pelo pé direito e esquerdo (correlação de 99,9%) foi possível inferir uma relação entre o movimento de ambos os pés.

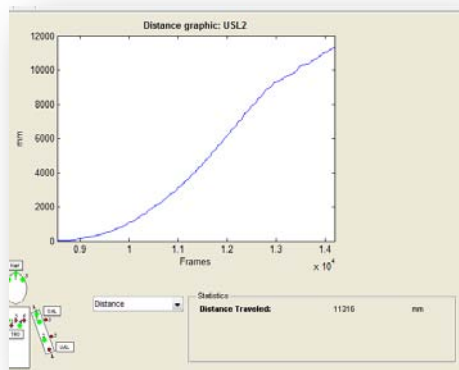


Figura 55: Gráfico da distância percorrida pelo pé esquerdo.

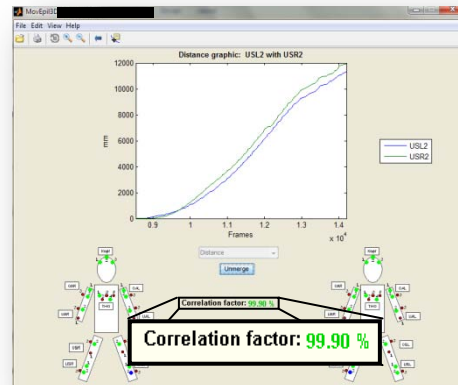


Figura 56: Comparação em simultâneo dos gráficos das distâncias percorridas por ambos os pés.

A partir da MovEpil3D também permitiu analisar o movimento de ambos os pés em termos de velocidade e aceleração. Da análise das velocidades (Figura 57), observou-se um padrão repetitivo do qual se extraiu que a velocidade em ambos os pés. As velocidades, máximas dos pés esquerdo e direito foram respectivamente do de 7 mm/frame ou de 1400 mm/s , e perto do dobro desta para o direito de 8.1 mm/frame ou de 1620 mm/s .

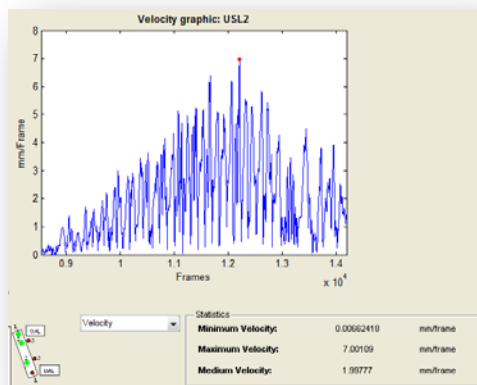


Figura 57: Gráfico da velocidade do pé esquerdo.

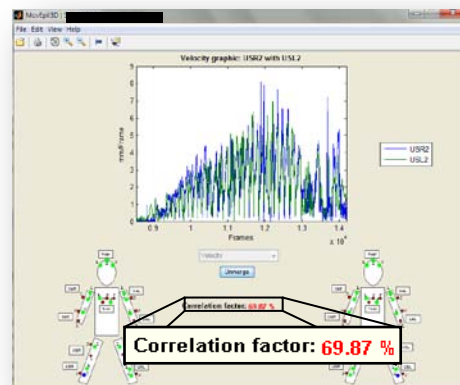


Figura 58: Comparação em simultâneo dos gráficos da velocidade de ambos os pés.

Da análise da correlação das velocidades entre ambos os pés (Figura 58) pode-se suspeitar uma semelhança entre os pés e do gráfico foi extraído o coeficiente de correlação, neste caso 69.8%, que apoia a suspeita anterior.

Da análise das acelerações de ambos os pés foi possível observar no pé esquerdo uma sequência de aceleração positiva seguida de uma aceleração negativa e assim sucessivamente mostrando assim um certa repetição dos movimentos como já foi confirmado anteriormente. O mesmo foi verificado para o pé direito. As acelerações máximas medidas para o pé esquerdo e direito foram respectivamente uma aceleração máxima positiva de $0.46 \text{ mm}^2/\text{frame}$ e negativa de $0.54 \text{ mm}^2/\text{frame}$, e para o pé direito a aceleração

máxima positiva foi de $0.65 \text{ mm}^2/\text{frame}$ e negativa de $0.69 \text{ mm}^2/\text{frame}$ reforçando assim os dados de que o pé direito é o que apresenta um maior movimento.

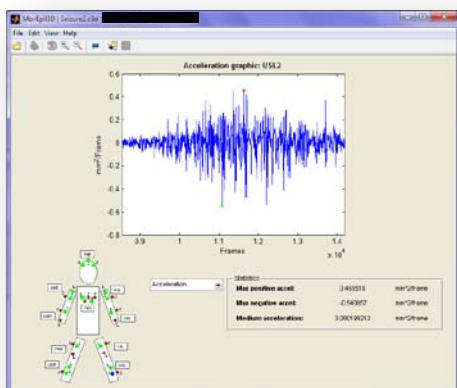


Figura 59: Gráfico da aceleração do pé esquerdo.

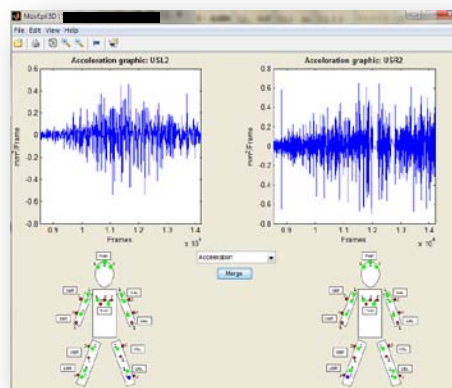


Figura 60: Comparação das velocidades dos dois pés.

Para tentar obter informações sobre o movimento apresentado durante a crise, foi visualizado o gráfico que mostra o movimento nas três coordenadas cartesianas (X, Y, Z) desde a origem do movimento.

Foi retirado do gráfico do pé esquerdo que existe uma repetição nítida do movimento tanto no eixo X como no Y, não se conseguindo retirar nenhuma conclusão relativa ao eixo Z (Figura 61). Foi visualizado o mesmo gráfico para o pé direito, que se verificou ser semelhante ao do pé esquerdo e ambos os gráficos foram comparados em simultâneo de forma a retirar alguma conclusão sobre a sua semelhança (Figura 62).

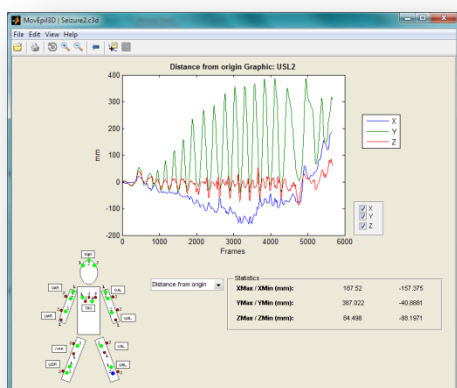


Figura 61: Gráfico do movimento do pé esquerdo desde a sua origem.

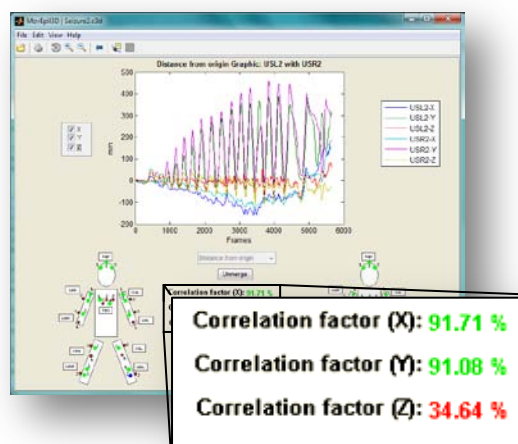


Figura 62: Comparação directa entre o pé direito e o esquerdo.

Da Figura 63 foi possível observar que existe uma relação entre o movimento do pé esquerdo e do direito e procedeu-se a uma análise mais pormenorizada sobre cada eixo de forma a extrair informações sobre a semelhança observada.

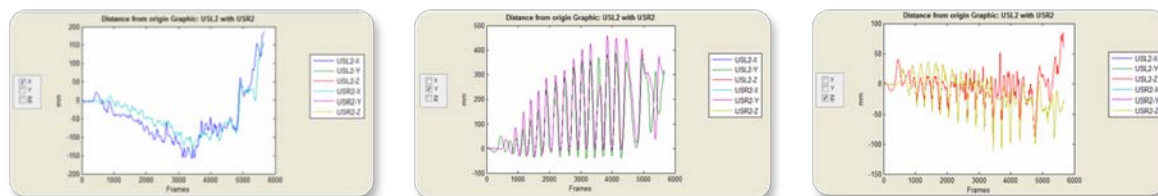
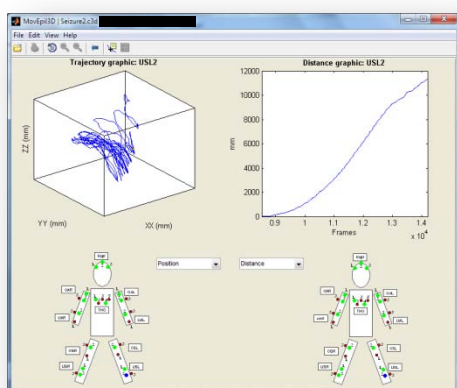


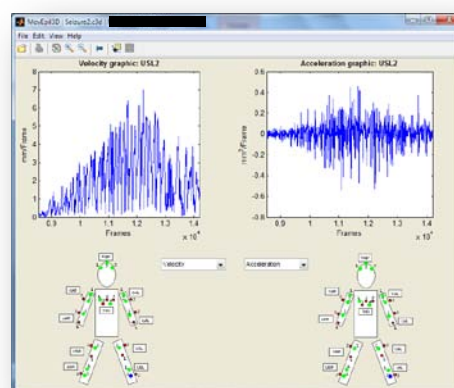
Figura 63: Gráfico do movimento em X, Y e Z respectivamente.

Da análise do movimento no eixo X (Figura 63) verificou-se que existe um movimento semelhante em ambos os pés, e o mesmo pode-se retirar do movimento no eixo Y, no entanto no eixo Z a semelhança não é perceptível. Estas informações em conjunto com os coeficientes de correlação obtidos para cada eixo (Figura 62) de 91.71% , 91.08% e 34.64% obtidos para o eixo X, Y e Z respectivamente comprovam quantitativamente a suspeita de uma relação do movimento entre ambos os pés.

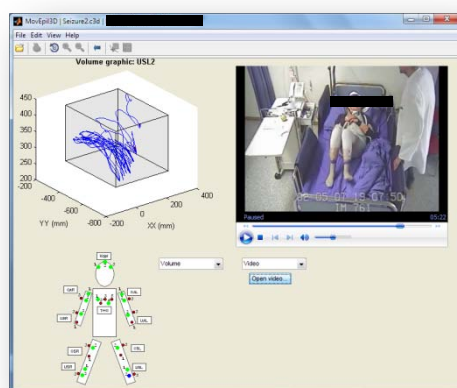
Numa tentativa de obter informações imperceptíveis numa análise individual de cada gráfico sobre a crise, foram comparados alguns gráficos entre si tanto para o pé esquerdo como para o direito (Figura 64). No entanto as comparações apenas suportam os resultados extraídos anteriormente não revelando novas informações.



(a)



(b)



(c)

Figura 64: (a) Comparação do mesmo pé entre a trajectória e a distância percorrida; (b) Comparação entre a velocidade e aceleração do mesmo pé; (c) Visualização do volume percorrido pelo pé em simultâneo com o vídeo da crise.

Sabendo de análises anteriores que existe uma correlação entre o movimento do membro inferior esquerdo e direito vamos agora tentar determinar qual a relação entre ambos os pés no domínio da frequência.

De seguida efectuou-se uma análise na frequência dos movimentos dos pés. Desta análise observou-se que existe uma frequência predominante nos movimentos do pé esquerdo, e que essa frequência é de 1.4Hz (Figura 65). Esta informação permitiu concluir que existe um movimento repetitivo por parte do pé esquerdo da paciente. No pé direito foi efectuada a mesma análise (Figura 66) e foi observada uma frequência dominante em 1.4Hz . Desta análise é possível concluir a sincronia entre os movimentos do pé esquerdo e direito (correlação entre as velocidades e frequência dominante idêntica).

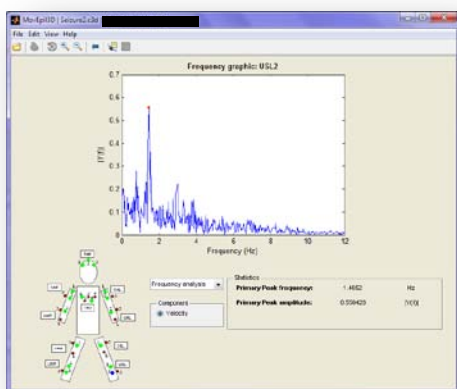


Figura 65: Análise do movimento do pé esquerdo no domínio da frequência

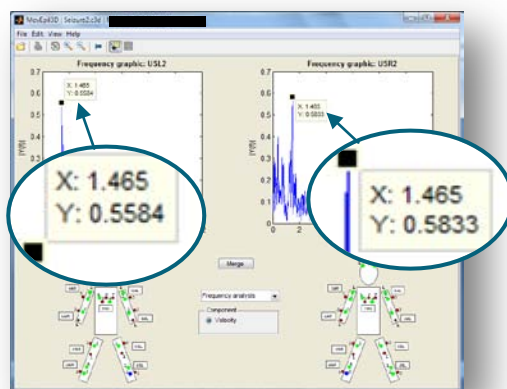


Figura 66: Comparação das frequências do movimento entre ambos os pés.

Com a análise efectuada sobre esta crise foi claro que através da aplicação MovEpil3D foi possível obter informação quantitativa relevante acerca crise (por exemplo: a sincronia entre os movimentos dos dois pés) que para além de claramente provada através da quantificação da crise, também permitiu a visualização intuitiva dessa mesma informação. O uso e análise de dados quantificados permitiram assim obter de uma forma precisa e fiável informações sobre a crise mostrando a relevância de uma análise quantificada das crises e a sua importância para uma melhor qualificação do tipo de crise epilética.

III.3 - ANÁLISE DE USABILIDADE

Neste subcapítulo será apresentada uma avaliação heurística à interface gráfica. O método de avaliação é composto por 10 heurísticas (Tabela 5) já conhecidas e aceites por parte dos avaliadores de interfaces, e foi desenvolvido por Jakob Nielsen e Rolf Molich ^[49], de forma a encontrar problemas de usabilidade em projectos de interface de utilizador. Os avaliadores exercitam a interface avaliada várias vezes inspeccionando os vários elementos de diálogo procurando instâncias em que as heurísticas sejam violadas. Este método permite desta forma uma avaliação contínua do processo com baixo custo e de forma rápida, no entanto requer conhecimento por parte do utilizador.

A Avaliação Heurística foi o método escolhido na realização deste trabalho uma vez que é um método rápido, simples e com o qual já existe alguma experiência. Este método é também indicado para protótipos de designs de interface de utilizador, como é o caso da interface estudada. Inicialmente foi avaliado o sistema separadamente procurando falhas do sistema, verificando a adesão às heurísticas de Nielsen e Molich. Desta forma, os problemas encontrados foram classificados com valores de 1 a 4, uma classificação do problema menos grave para o mais grave.

1	Visibilidade do estado do sistema
2	Compatibilidade entre o sistema e o mundo real
3	Liberdade e controlo do utilizador
4	Consistência e padrões
5	Prevenção contra erros
6	Reconhecimento em lugar de lembrança
7	Flexibilidade e eficiência de uso
8	Projecto minimalista e estético
9	Auxiliar os utilizadores a reconhecer, diagnosticar e recuperar de erros
10	Ajuda e documentação

Tabela 5: Heurísticas de Nielsen e Molich.

III.3.1 - VISIBILIDADE DO ESTADO DO SISTEMA

O sistema deverá sempre manter os utilizadores informados sobre o que está a acontecer através de *feedback* apropriado de forma clara e sucinta, num tempo útil. O sistema deve informar os utilizadores de onde estão, de onde vêm e para onde podem ir dentro da interface.

► Problemas:

Quando se abria um ficheiro de dados não havia informação se o ficheiro estava a ser lido ou se tinha ocorrido algum erro. (**nível 4**)

► **Soluções:**

Para resolver este problema foi adicionada uma barra de *loading* que apresenta o estado de leitura do ficheiro e permite estimar o tempo restante até à sua leitura estar completa (Figura 67).

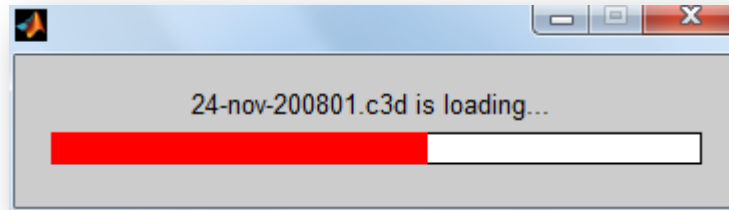


Figura 67: Barra de *loading* sobre o estado de leitura do ficheiro de dados.

III.3.2 - COMPATIBILIDADE ENTRE O SISTEMA E O MUNDO REAL

O sistema deverá falar a linguagem do utilizador, com palavras, frases e conceitos familiares ao utilizador evitando termos orientados ao sistema. O uso de terminologia quotidiana leva a que a informação apareça de uma forma mais natural e numa ordem lógica para o utilizador.

► **Problemas:**

As unidades dos gráficos não correspondiam a unidades do SI (**nível 2**).

Os marcadores encontram-se discriminados em alemão (**nível 1**).

► **Soluções:**

As unidades apresentadas nos gráficos foram convertidas para medidas do SI.

Em relação aos marcadores estarem em linguagem alemã, a tradução dos mesmos iria quebrar a relação entre os restantes dados provenientes do Hospital Universitário de Munique.

III.3.3 - LIBERDADE E CONTROLO DO UTILIZADOR

Os utilizadores deverão ter a possibilidade de escolha das funcionalidades do sistema, nomeadamente poder efectuar erros e ter acesso a uma saída rápida de um estado não desejado sem um diálogo demasiado extenso com o sistema. A interface deverá suportar as acções de *undo* e *redo*.

► **Problemas:**

Não foi encontrada uma opção de retroceder para a visão anterior (**nível 3**).

► **Soluções:**

Este problema foi resolvido pela inserção do botão “Previous Panel” na barra de ferramentas que permite retroceder ao painel anterior.



Figura 68: Botão “Previous Panel”.

III.3.4 - CONSISTÊNCIA E PADRÕES

Utilizadores não se devem preocupar quando é que diferentes palavras, situações ou acções significam a mesma coisa. A Interface deverá seguir as convenções e as funcionalidades *standard* usadas em interfaces do mesmo tipo. Por exemplo: Definir terminologia, cores, localização de elementos, etc.... Respeitar esta definição em toda a interface de utilizador; comandos e acções com o mesmo efeito deveram ser apresentados em situações equivalentes, tornando assim o sistema mais previsível.

► **Problemas:**

Com a avaliação inserida nesta heurística não foram encontrados problemas, visto o funcionamento e selecção de itens ser consistente em todos os aspectos da interface.

► **Soluções:**

Não é necessário.

III.3.5 - PREVENÇÃO CONTRA ERROS

É sabido que melhor que uma boa mensagem de erro é evitar o erro. Uma boa interface de utilizador deverá ter mecanismos que possibilitem ao utilizador prevenir erros. Nomeadamente: minimizar uso do teclado uma vez que o número de erros é proporcional ao número de teclas premidas, validar valores introduzido através de *widgets* que só aceitam valores válidos, etc.

► **Problemas:**

Foram encontrados problemas quando se pretendia cortar/extrair uma secção dos dados quando se seleccionava fora do gráfico dos dados (**nível 3**).

Um dos problemas encontrados foi a possibilidade de rotação dos gráficos 3D alterar também as imagens e os gráficos 2D (**nível 2**).

► **Soluções:**

Para resolver esta situação foi limitada a interacção do ponteiro do rato apenas ao conteúdo do gráfico e caso o ponteiro seja pressionado fora do gráfico, este guarda o valor do limite dos gráficos prevenindo assim escolher dados não existentes.

A solução encontrada foi bloquear as imagens a qualquer tipo de rotação ou zoom e bloquear a rotação tridimensional em gráficos bidimensionais.

III.3.6 - RECONHECIMENTO EM LUGAR DE LEMBRANÇA

Minimizar o número de vezes exigidas que o utilizador recorre à memória mostrando objectos, acções e opções. O utilizador não deverá ser obrigado a que se recorde de informação de uma parte do diálogo para outra. As instruções para uso do sistema deverão estar sempre visíveis ou em local de rápido e fácil acesso quando necessário.

► **Problemas:**

Com a avaliação inserida nesta heurística não foram encontrados problemas.

► **Soluções:**

Não é necessário.

III.3.7 - FLEXIBILIDADE E EFICIÊNCIA DE USO

Disponibilização de aceleradores para utilizadores avançados, oferecendo desta forma rapidez na interacção. Disponibilização de marcos para tarefas repetitivas. A interface deve adaptar-se ao utilizador, nunca o contrário. Diferentes utilizadores poderão fazer a mesma acção de diferentes formas.

► **Problemas:**

Não possui teclas de aceleração. (**nível 1**)

► **Soluções:**

Foram inseridas as seguintes teclas de atalho:

CTRL+ ...	Funcionalidade
O	Abrir ficheiro.
C	Fechar o ficheiro.
Q	Sair da interface.
E	Painel de seleccionar/extrair secções de dados.
V	Visualização de gráficos.
M	Comparar marcadores.
G	Comparar gráficos.
H	Mostrar informações sobre os dados.
S	Abre o painel das estatísticas.

Tabela 6: Teclas de atalho.

III.3.8 - PROJECTO MINIMALISTA E ESTÉTICO

Os diálogos não deverão conter apenas informação irrelevante ou raramente necessária. Unidades extra de informação que completem a informação disponibilizada inicialmente, deverão aparecer por uma ordem natural uma vez que esta ordem de acesso deve responder às expectativas do utilizador, e a informação relacionada deve estar graficamente agrupada.

► **Problemas:**

Com a avaliação inserida nesta heurística não foram encontrados problemas.

► **Soluções:**

Não é necessário.

III.3.9 - AUXILIAR OS UTILIZADORES A RECONHECER, DIAGNOSTICAR E RECUPERAR DE ERROS

Mensagens de erro devem ser expressas em linguagem de utilizador (não em código) indicando qual o problema de forma clara e sucinta e apresentar sugestões para a resolução do problema.

► **Problemas:**

Não existe qualquer mensagem de erro quando acontecem erros (nível 3).

► **Soluções:**

Dificuldade em encontrar erros impediu qualquer tentativa de resolução dos mesmos.

III.3.10 - AJUDA E DOCUMENTAÇÃO

Por melhor que seja a interface de utilizador, o sistema deve dispor de documentação. A documentação deve estar acessível proporcionando ajuda e informações sobre o sistema. A ajuda não é um substituto ao mau desempenho de uma interface de utilizador. Esta deverá ser fácil de pesquisar, focada em tarefas do utilizador, deverá listar passos concretos para concretizar a tarefa e não deverá ser demasiado extensa.

► **Problemas:**

Não foi encontrada qualquer tipo de documentação ou ajuda (nível 2).

► **Soluções:**

Foi criado um manual de utilizador de modo a providenciar ajuda nas acções da interface.

IV - CONCLUSÕES

A epilepsia pode provocar movimentos involuntários no corpo humano cuja natureza e padrões podem ter uma relação directa com o tipo de epilepsia em causa. Neste contexto faz sentido a sua captura de forma a permitir a sua análise e quantificação como suporte ao processo de diagnóstico clínico. Através do sistema MovEpi3D esta captura é possível mas não existe suporte em software para a sua análise e quantificação. Assim existe a necessidade de uma aplicação específica que permita suportar a análise e quantificação dos movimentos adquiridos, para obter informações importantes sobre a semiologia da crise. Nesta tese apresentamos a aplicação MovEpi3D que veio colmatar essa necessidade.

A aplicação foi criada tendo como base os requisitos de um utilizador clínico. Para tal foi criada uma forma de interacção simples com o utilizador que permite seleccionar/extrair dados assim como visualizar todos os gráficos considerados relevantes para a análise de movimento, e ainda estatísticas sobre os mesmos. Foram adicionados métodos de comparação tanto de marcadores como de gráficos de modo a permitir uma fácil e ilustrativa forma de comparação. A aplicação permitiu adicionar o conceito de volumetria de movimento sendo uma extensão da área ocupada pelo movimento, este conceito permite através do volume ocupado pela trajectória do movimento determinar a extensão do movimento. A normalização do conceito de volume permitirá a comparação directa entre diferentes pacientes que por si permitirá descobrir novas características das crises e assim acrescentar novas informações na classificação das crises epiléticas.

Foi possível verificar que com apoio da MovEpi3D foi possível extrair e identificar informação relevante acerca das crises. Como foi mostrado no exemplo apresentado foi possível concluir que numa crise automotora da epilepsia focal direita da paciente existia uma correlação entre o movimento dos membros inferiores do paciente e que esse movimento ocorre à mesma frequência. Estes resultados demonstram a aplicabilidade e a relevância desta aplicação como método de análise de crises epiléticas assim como o seu auxílio na classificação das mesmas. A utilização clínica da aplicação MovEpi3D permitiria através da análise dos movimentos: 1) Resolver de uma forma não ambígua um problema existente de diferenciar as crises epiléticas de pseudo-crisis; 2) Determinar de uma forma precisa os efeitos positivos ou negativos da medicação anti-convulsiva observados nos movimentos do paciente; 3) Obter informações precisas sobre a simetria ou assimetria dos movimentos manifestados durante a crise; 4) Refinar a caracterização dos tipos de crises epiléticas com parâmetros de movimento quantificados permitindo uma caracterização precisa e fiável.

Do ponto de vista de interface com utilizador, a avaliação heurística da interface da aplicação observou-se que esta possuía diversos erros de pouca relevância, sendo que estes foram resolvidos/retirados possibilitando assim uma maior facilidade de utilização e uma aprendizagem mais suave por parte do utilizador.

A utilização desta aplicação serviu de base para o trabalho em desenvolvimento “Movement quantification in epileptic seizures: A 2D versus 3D comparative evaluation.”, a ser submetido na revista “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”.

Tendo em vista um futuro *upgrade* na aplicação, seria proveitoso filtrar os dados de movimento de modo a retirar todos os movimentos não possíveis por humanos provocados por erros de captura, e assim providenciar dados consistentes sobre os movimentos observados durante as crises. Uma nova funcionalidade seria integrar um módulo de leitura dos electroencefalogramas da crise em questão para permitir a co-relação visual entre o EEG e os movimentos quantificados e assim permitir descobrir novas associações entre estes dois fenómenos. Ainda seria uma mais-valia a inserção de um módulo que permitisse observar o movimento em simultâneo com o vídeo.

Em relação ao sistema implementado de marcadores, seria proveitoso adicionar mais câmaras para tentar reduzir o número de oclusões que ocorrem, assim como adicionar novos marcadores tanto nos dedos das mãos como no final dos pés de modo a quantificar pequenos movimentos efectuados pelos mesmos. Isto deve-se ao facto de alguns pacientes apenas apresentarem movimentos nas suas extremidades, sendo que este movimento pode ser útil na classificação e identificação do tipo de crise.

Deve-se tentar minimizar o número de erros de captura, no exemplo prático apresentado ocorre um destes erros, sendo que para este efeito a melhor solução é a inclusão de um número maior de câmaras reduzindo assim as oclusões de marcadores.

A aplicação MovEpi3D cumpre os objectivos propostos para o design da aplicação, e o exemplo de utilização apresentado mostra que a aplicação tem potencial para suportar investigações na área de quantificação de movimento, nomeadamente na investigação clínica e da semiologia de crises epiléticas. O trabalho positivo obtido com a aplicação mostra que esta pode ser uma mais-valia, tanto no presente como no futuro próximo no diagnóstico e análise semiológica em Epilepsia.

V - BIBLIOGRAFIA

- [1] Lüders H.O., Noachtar S. *Atlas and classification of electroencephalography*. Philadelphia: W. B. Saunders, 2000.
- [2] J. Engel, T.A. Pedley, "Epilepsy: A Comprehensive Textbook", 2nd Edition
- [3] Commission on Classification and Terminology of the International League Against Epilepsy, 1989. *Proposal for revised classification of epilepsies and epileptic syndromes*. *Epilepsia* 30, 389—39.
- [4] L. F. Quesney and P. Gloor, "Localization of epileptic foci," in *Long-Term Monitoring in Epilepsy (EEG Suppl. no. 37)*, J. Gotman, J. R. Ives, and P. Gloor, Eds., 1985.
- [5] Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H., "Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields." Urban and Schwarzenberg, Baltimore, MD., 1999
- [6] Z. Li, A. Martins da Silva, J.P. Silva Cunha, "Movement Quantification in Epileptic Seizures: A New Approach to Video-EEG Analysis", *Clinical NeuroPhysiology*, Vol. 110, suplement 1, 1999
- [7] W.E. Dodson, D. Fish, E. Perucca, "The Treatment of Epilepsy", 2004
- [8] D.E. Cragar, D.T. Berry, T.A. Fakhoury, J.E. Cibula, F.A. Schmitt, "A review of diagnostic techniques in the differential diagnosis of epileptic and nonepileptic seizures.", *Neuropsychol Rev* 12, 31-64, 2002
- [9] R.D. Adams, "Neurologia", México, Nueva Editorial Interamericana, 1996
- [10] D.W. Kim, S.K. Lee, C.H. Yun, K.K. Kim, D.S. Lee, C.K. Chung, K.H. Chang, "Parietal lobe epilepsy: the semiology, yield of diagnostic workup, and surgical outcome.", *Epilepsia* 2004;45(6):641-, 2004
- [11] H. Gastaut, "Dictionary of Epilepsy: Definitions World Health Organization", Geneve, 1973.
- [12] Vicon movie credits, Vicon, http://www.vicon.com/applications/film_more.html#credit, 24-Maio-2009
- [13] R. Urtasun, P. Fua, "3D tracking for gait characterization and recognition", *Sixth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, 2004.
- [14] A.Hauser, "Incidence and prevalence", in J. Engel, T. Pedley, "Epilepsy: A Comprehensive Textbook", Lippincott Raven, Philadelphia, PA, pp 47-57, 1998.
- [15] E. Niedermeyer, F.H. Lopes da Silva, "Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields", 5ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2004
- [16] A.C. Papanicolaou, P.G. Simos, J.I. Breier, G. Zouridakis, L.J. Willmore, J.W. Wheless, J.E. Constantinou, W.W. Maggio, W.B. Gormley, "Magnetoencephalographic mapping of the language-specific cortex". *J Neurosurg* 90, 85-93, 1999
- [17] P.E. Grant, "Structural MR imaging". *Epilepsia* 45, 4-16, 2004
- [18] H. Wilkins, "Neurosurgical Classics II", Robert American Association of Neurological Surgeons, 2000
- [19] D. Zumsteg, H.G. Wieser, "Presurgical Evaluation: Current Role of Invasive EEG", *Epilepsia* 2000;41 Suppl 3,55-60, 2000

- [20] *Holodny, Andrei I., "Functional Neuroimaging: A Clinical Approach", Taylor & Francis, Inc., 2008*
- [21] *S.S. Spencer, W.H. Theodore, S.F. Berkovic, "Clinical applications: MRI, SPECT, and PET. Magn Reson Imaging", 1995*
- [22] *Patricia Smith Churchland , "Neurophilosophy: toward a unified science of the mind-brain", 1989*
- [23] *A. Mulder, "Human movement tracking technology", 1994*
- [24] *R. Bartalesi, N. Carbonaro, F. Loruss,i M. Tesconim, A. Tognetti, G. Zupone, D. De Rossi, "Smart Textiles: Toward a Wearable Motion Capture System", Ninth International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement, June 28-30, 2006*
- [25] *G. Welch, E. Foxlin, "Motion Tracking: No Silver Bullet, but a Respectable Arsenal," IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 22, no. 6, pp. 24-38, Nov./Dec., 2002*
- [26] *Gypsy-6 Motion Capture System, <http://www.animazoo.com/Gypsy6.aspx>, Animazoo, 01-Junho-2009*
- [27] *High Definition Motion Capture, http://www.tyrell-innovations-usa.com/shop/index.php?option=com_content&view=article&id=9&Itemid=8, 01-Junho-2009*
- [28] *Introduction to Motion Tracking and Capture, http://www.inition.co.uk/inition/guides_motrackandcap.htm, 01-Junho-2009*
- [29] *Vicon technology used for ergonomic motion capture of bricklaying masons, <http://www.vicon.com/company/releases/020609.htm>,01-Junho-2009*
- [30] *Motion Data Acquisition, http://vrlab.epfl.ch/research/LO_locomotin_engine.html, 01-Junho-2009*
- [31] *B. K. P. Horn, B. G. Schunck, "Determining optical flow", Artificial Intelligence 17, 185–204, 1981*
- [32] *J. L. Barron, D. J. Fleet, S. S. Beauchemin, "Performance of Optical Flow Techniques", IJCV 12:1, pag 43-77, 1994*
- [33] *A.G. Kirk, J.F. Brien, D.A. Forsyth, " Skeletal parameter estimation from optical motion capture data", Computer Vision and Pattern Recognition, 2005. CVPR 2005. IEEE Computer Society Conference on Volume 2, Issue , 20-25 June, 2005*
- [34] *M. Brady, H. G. Barrow, "Computer Vision", Kluwer, 1981*
- [35] *S. Y. Cheng, S. Park, M.M. Trivedi, "Multiperspective Thermal IR and Video Arrays for 3D Body Tracking and Driver Activity Analysis", Computer Vision and Pattern Recognition - Workshops, 2005. CVPR Workshops. IEEE Computer Society Conference on Volume , Issue 25, June 2005 Page :3*
- [36] *Flir Systems, <http://www.flira325.com/>, 02-Junho-2009*
- [37] *Tracking a pedestrian with a fixed camera, <http://www.comp.leeds.ac.uk/vision/proj/amb/research/track4.html>, 02-Junho-2009*
- [38] *C.L. Huang , C.Y. Chun, "A Real-Time Model-Based Human Motion Tracking and Analysis for Human-Computer Interface Systems", EURASIP Journal on Applied Signal Processing Volume 2004 (2004), Issue 11, Pages 1648-1662*

- [39] I.P.I. Pappas, M.R. Popovic, T. Keller, V. Dietz, M. Morari, "A reliable gait phase detection system", *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* Volume 9, Issue 2, June 2001
- [40] L. Meinecke, N. Breitbach-Faller, C. Bartz, R. Damen, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, "Movement analysis in the early detection of newborns at risk for developing spasticity due to infantile cerebral palsy", *Human Movement Science* 25 ,125–144, 2006
- [41] Z. Li, A. Martins da Silva, J. P. Silva Cunha, " Movement Quantification in Epileptic Seizures: A New Approach to Video-EEG Analysis", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 49, Número 6, pages. 565-573, 2002.
- [42] J. Cunha, C. Vollmar, Z. Li, J. Fernandes, B. Feddersen, S. Noachtar, "Movement quantification during epileptic seizures: a new technical contribution to the evaluation of the seizure semiology". In *25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, 2003*
- [43] J. P. S. Cunha, C. Vollmar, J. M. Fernandes, S. Noachtar, "Automated Epileptic Seizure Type Classification through Quantitative Movement Analysis," in *Proceedings of the Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress 2009 (accepted for publication) Munich, 2009*
- [44] R. O'Dwyer, J. P. S. Cunha, C. Vollmar, C. Maurerer, B. Feddersen, R. C. Burgess, A. Ebner, and S. Noachtar, "Lateralizing Significance of Quantitative Analysis of Head Movements before Secondary Generalization of Seizures of Patients with Temporal Lobe Epilepsy " *Epilepsia*, vol. 48, pp. 524-530, 2007.
- [45] N.B. Karayiannis, B. Varughese, G. Tao, J.D. Frost, M.S. Wise, E.M. Mizrahi, "Quantifying motion in video recordings of neonatal seizures by regularized optical flow methods", *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 14, issue 7, pp. 890-903
- [46] Motion Lab Systems, "The C3D File Format User Manual", <http://www.c3d.org/c3ddocs.html>, 03-Junho-2009
- [47] Scott T. Smith, "MatLAB®:Advanced GUI Development", The MathWorks, Inc.,2006
- [48] MathWorks, "MAT-File Format", http://www.serc.iisc.ernet.in/ComputingFacilities/software/matfile_format.pdf, 03-Junho-2009
- [49] J. Nielsen, R. Molich, "Ten usability heuristics", www.useit.com/papers/heuristic, 10-Setembro-2008
- [50] J. P. S. Cunha, V. F. Bento, L. M. Paula, F. Oliveira, C. Bilgin, and S. Noachtar, "3D Movement Quantification in Epilepsy: New contribution for quantitative semiology analysis," in *28th International Epilepsy Congress, Budapest, Hungary, 2009*.
- [51] J. P. S. Cunha , *personal communication*

VI - GLOSSÁRIO

A

- Acelerómetro:** Instrumento para medir acelerações..... 13
- Algoritmo:** É uma sequencia finita de instruções bem definidas e não ambíguas. 16
- Angiograma:** Visualização radiográfica dos vasos sanguíneos em seguida á introdução de material de contraste. 9
- Anomalia:** Aquilo que apresenta uma anormalidade ou irregularidade, que não é normal. 1
- Ausência:** Perda passageira da memória, ou estado de inconsciência repentino e de curta duração. 5

C

- Contralateral:** Fenómeno de manifestação de uma doença que ocorre do lado oposto de onde está localizada. 28
- Convulsão:** Contração violenta, involuntária e repetida dos músculos. 2

D

- Diagnóstico:** Determinação e conhecimento de uma doença pelo estudo dos seus sintomas e pela análise dos vários exames efectuados..... 2
- Doença crónica:** Doença prolongada e de evolução lenta, que conduz geralmente à morte. 2

E

Epileptologista: Clínico que estuda Epilepsia. 1

Espasmo: Contracção súbita e involuntária de um músculo ou grupo muscular. 26

Estado da Arte: É o nível mais alto de desenvolvimento, seja de um aparelho, de uma técnica ou de uma área científica. 5

H

Heurística: Regra que pretende obter uma aproximação à solução de um problema. 60

I

Ipsilateral: Que fica do mesmo lado. 22

L

LED: Semicondutor que emite luz quando uma corrente eléctrica passa por eles. 15

M

Magnómetro: Instrumento que mede campos magnéticos. 13

Mioclónicas: Movimentos involuntários súbitos, de curta duração, semelhantes a choques, causados por contracções musculares ou inibições de contracção. 5

N

Neurovegetativas: Estado vegetativo referente ao estado neurocognitivo de indivíduos com dano cerebral severo, nos quais as funções fisiológicas persistem, mas o estado de consciência é abolido. 1

P

Piezoeléctrico: É um cristal que, quando submetido a uma pressão, gera um campo eléctrico..... 13

Pixel: É o menor ponto que forma uma imagem digital. 16

S

Semiologia: Parte da Medicina que trata dos sinais ou sintomas das doenças. 1

T

Tónico-clónico: São convulsões generalizadas causadas por actividade eléctrica anormal em múltiplos focos no cérebro ou abrangendo quase toda a área cerebral. 5

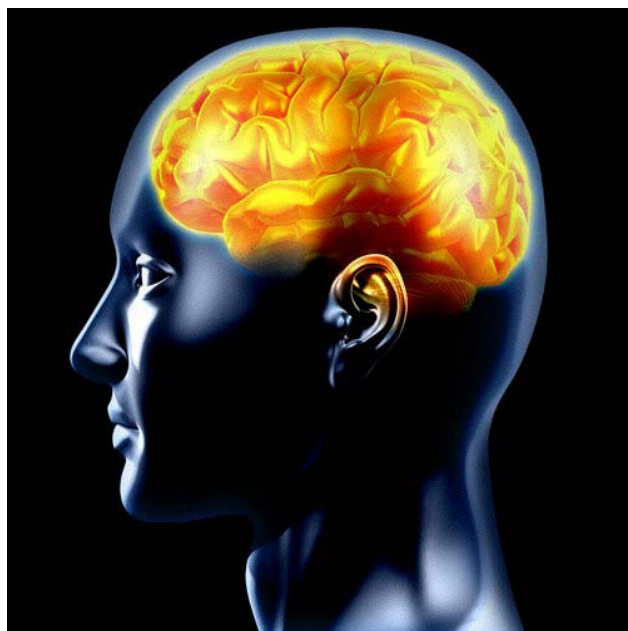
Transdutores: Aparelhos que recebem de uma fonte energia de certa natureza e a transformam em outra espécie de energia..... 13

VII - ANEXOS

VII.1 - ANEXO A – MANUAL DE UTILIZADOR DO SOFTWARE MovEPIL3D

IEETA-SIAS

MovEpil3D



User Guide



Sistemas e Informação na Área da Saúde.



University of Aveiro
3810-193 Aveiro

Table of Contents

Installation	1
Starting the software	1
Toolbar Icons.....	2
Opening a file	2
Cropping data.....	3
Viewing graphics	4
Viewing velocity graphic for all clusters.....	5
Compare markers.....	6
Compare graphics	7
View statistics.....	8
About.....	8

Getting started

A brief introduction

MovEpil3D is a graphical user interface specially designed for offline movement analysis during epileptic seizures. It runs under Windows and requires the MatLab® runtime environment. The software opens only C3D files containing digital movement data.

Installation

To install the software its necessary to execute the file “MovEpil3D_pkg.exe” on the desired installation folder. This will install the “MatLab® runtime environment” and “Microsoft Visual C++ 2005 Runtime Libraries” in order to run the software.

Starting the software

After installation is completed, there will be a an executable file “MovEpil3D.exe” and an “Images” folder. To start the software just executes the “MovEpil3D.exe” file. This will show the MovEpil3D interface.

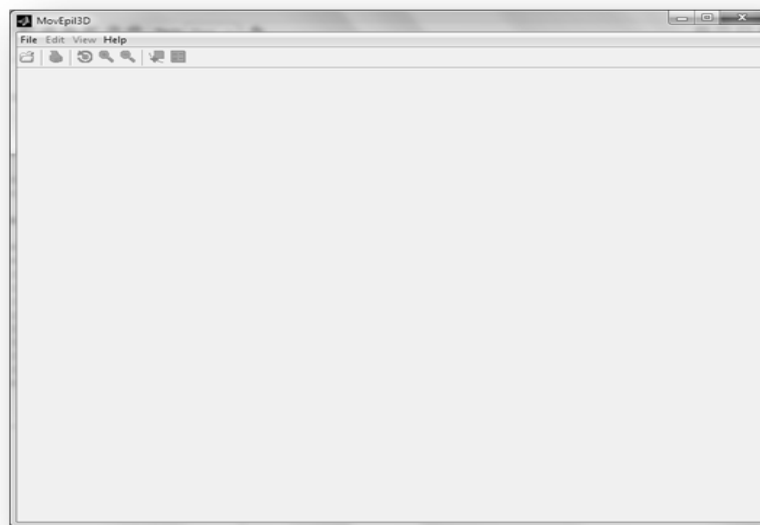
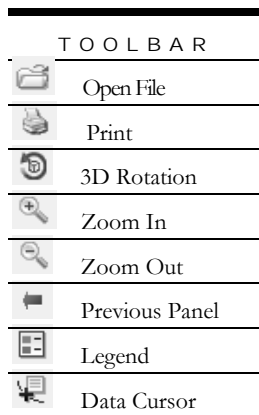


Figure 1: Initial view of the MovEpil3D interface.

Toolbar Icons



The following icons are presented when the interface is started. This toolbar provides the basic features for graphic viewing and user control.

Opening a file

To open a file just select the option “Open” from the “File” menu or just press the “Open File” button on the toolbar. A file selection window will open and just select the desired C3D file to open. A loading bar will show the loading progress. After loading is complete some file information related to the markers will be presented. Active markers are showed in green, while the others are in red.

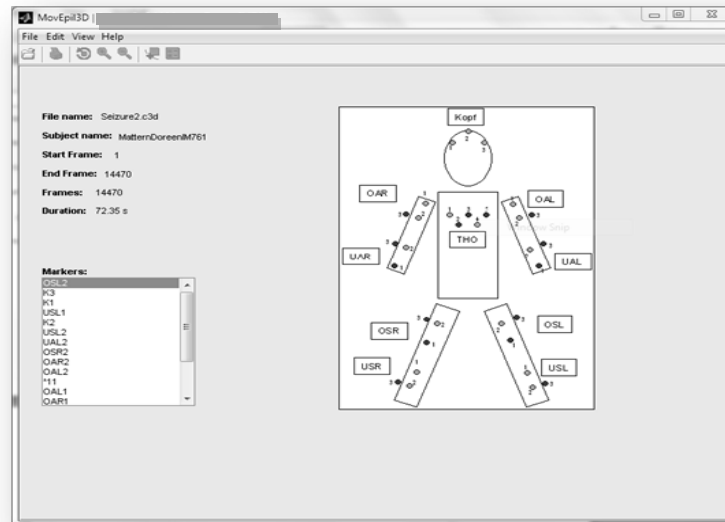


Figure 2: File parameters information display.

Cropping data

To crop the desired section of data first select the crop data panel, in the menu “Edit” choose “Crop”. The crop panel is now visible. Now select one of the clusters on the image of the human model, the correspondent velocity graphic will be displayed.

1. To select the first frame of the desired section to be cropped press the “Set First Frame” button, this will enable to select the first frame directly on the graphic. If you wish to type the desired frame, just type the frame number on the edit box below the “Set First Frame” button.

2. To select the last frame of the desired section to be cropped press the “Set Last Frame” button, this will enable to select the last frame directly on the graphic. If you wish to type the desired frame, just type the frame number on the edit box below the “Set Last Frame” button.

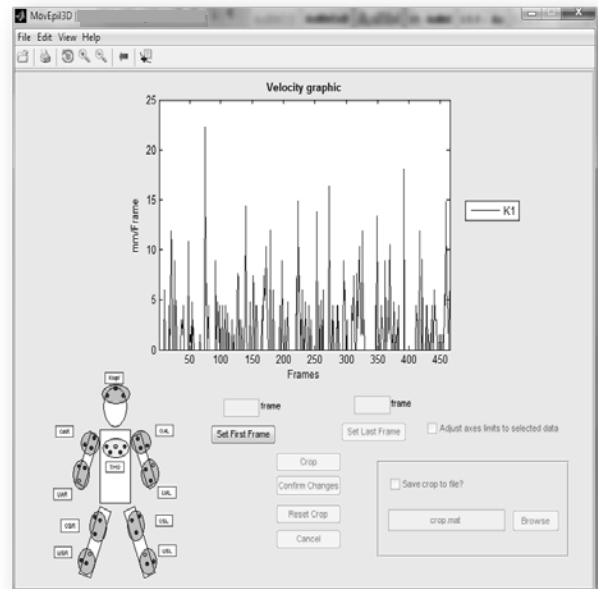


Figure 3: Selection of the desired segment of data.

3. After this procedure is completed and the frames selected are the desired ones, just press the “Crop” button and only the cropped segment will be showed.
4. If the displayed graphic is the one desired, press the “Confirm Changes” button to confirm your choice. If this is not the case, you can press the “Cancel” button to select a new segment of data.
 - If you wish to extract the selected segment of data just select the desired option on the right inferior area.
5. To return to the original data set, you can press the “Reset Crop” button that reestablishes the data.

Viewing graphics

To view the graphics related to the movement data, just select in the menu the items “View”, “Graphic” and “Markers”. The view graphic panel will now be visible. This panel contains a representative figure of the human body with the placements of the markers, and a menu to select the desired graphic.

❖ First select the desired graphic.

- If the selected graphic is one of the following: position; distance; velocity; acceleration; volume or frequency analysis.
 - i. For those graphics it is necessary to select the marker for which you wish to visualize the graphic.
 - ii. Just select one of the active markers (green) in the human figure and the correspondent graphic will be showed.
- If you selected the option “Total volumes”, a graphic containing the volume of the clusters that contain active markers will be presented.
- If you selected the option “Video” a video component will be created and by pressing the “Open Video” button you are able to select the desired video file in AVI format.

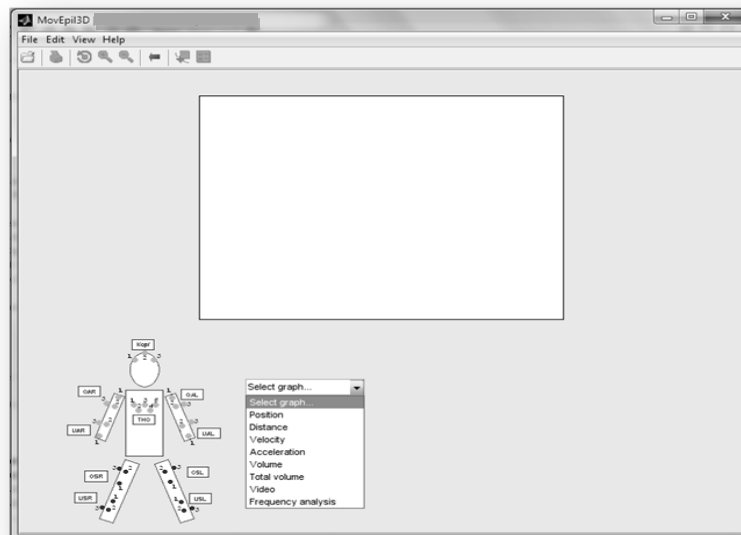


Figure 4: View graphics panel.

Viewing velocity graphic for all clusters

To view the graphics related to the movement data, just select in the menu the items “View”, “Graphic” and “All Markers Velocity”. A new panel will appear. This panel contains a representative figure of the human body with the placements of the markers and clusters. The graphic is automatically created and a line is connected between the cluster and its velocity graphic for better perception.

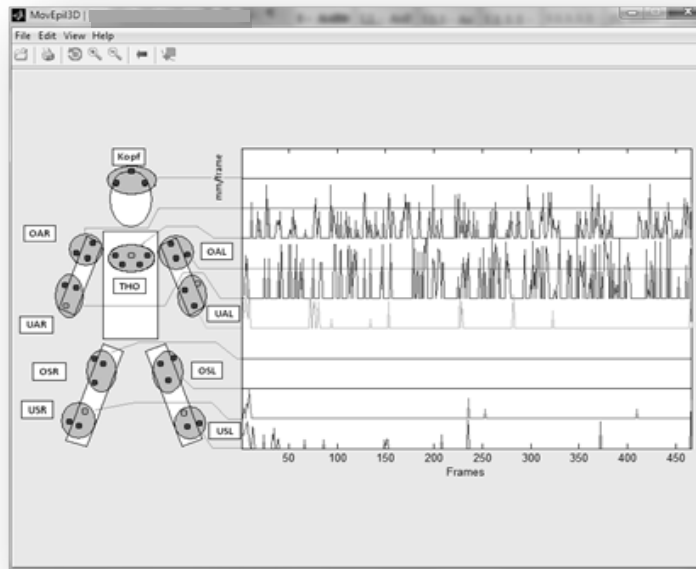


Figure 5: Visualization of the velocity graphic of all clusters.

Compare markers

In order to compare markers between themselves you need to select the option “Markers” in the “View→Compare” submenu. This will make visible the panel that compares markers. This panel contains 2 graphics and 2 human figures containing markers.

1. First select the desired graphic from the menu. The options available are: position; distance; velocity; acceleration and volume.
2. Next select an active marker on one of the human figures.
3. After select one active marker on the other human figure.
4. If you wish to view the two markers in the same graphic, select the button “Merge”. In regard to the selected graphic type, a correlation coefficient between the markers will be showed.
5. To return to the 2 graphics view just select the “Unmerge” button.

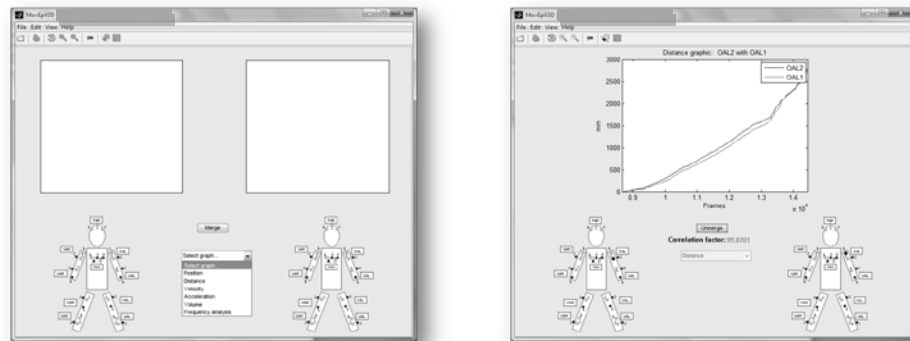


Figure 6: Comparison of two markers for the same type of graphic.

Compare graphics

In order to compare markers between themselves you need to select the option “Graphics” in the “View→Compare” submenu. This will make visible the panel that compares markers. This panel contains 2 graphics, 2 human figures containing markers and 2 menus.

1. First select a graphic type for one of the graphics in the menu below that graphic.
2. If it is necessary to select a marker, just select one active marker of the human figure below the graphic.
3. Repeat the same process for the other graphic.
 - The view of the graphics is similar to the view graphics panel.

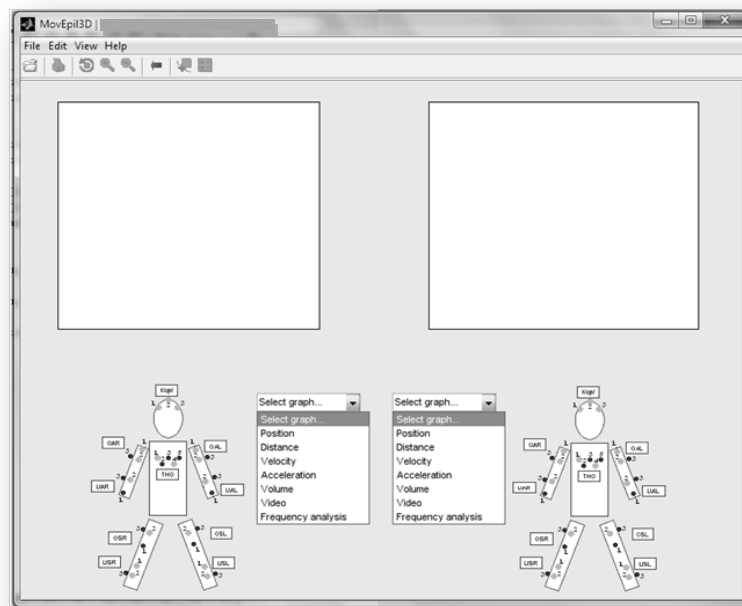


Figure 7: Comparison of markers in two types of graphics.

View statistics

To view markers statistics related to the graphics, just select the option “Statistics” in the menu “View”. After this option is chosen the statistics panel will appear. This contains just a menu. In this menu you can select the type of statistics of the markers you wish to visualize. The options available are: distance; velocity; acceleration and volume. After one is selected the statistics graphic will appear and the individual statistics of each marker are displayed in the form of a bar chart.

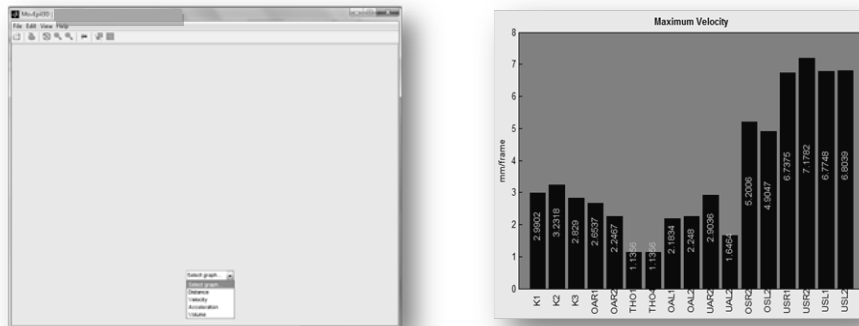


Figure 8: Statistics graphics for all markers.

About

A little description of the version of the software is displayed when you choose the option “About” contained in the “Help” menu.

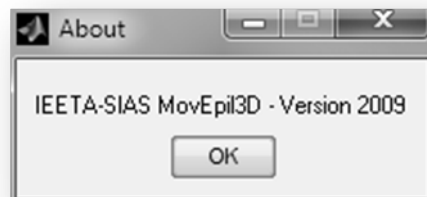


Figure 9: Info of the software version.

VII.2 - ANEXO B – FUNÇÕES DA MANIPULAÇÃO DA INTERFACE

▶ **view_statistics_popupmenu_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite activar a opção escolhida do menu apresentado no painel das estatísticas.

▶ **movelineH(hObject, eventdata, handles)**

A função cria uma linha vertical que se movimenta sobre o gráfico quando se pretende escolher o frame inicial e o final da secção de dados que se pretende analisar. A criação da linha é feita com uma função que detecta o posicionamento do ponteiro e cria um gráfico com uma linha vertical sobre o ponteiro, o qual com a actualização constante do mesmo cria a ilusão que a linha se mexe sob o ponteiro do rato.

▶ **mouseclick_crop(hObject, eventdata, handles)**

A função está activa quando se pretende seleccionar tanto o frame inicial como o final e detecta os limites para que quando ocorra o clique do ponteiro fora dos limites do gráfico, este guarda a informação do valor do limite do gráfico.

▶ **view_compare_marker1_popupmenu_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite activar a opção escolhida do menu apresentado no painel de comparação de marcadores.

▶ **view_compare_graphic1_popupmenu_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite activar a opção escolhida do menu do lado esquerdo apresentado no painel de comparação de gráficos.

▶ **view_compare_graphic2_popupmenu_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite activar a opção escolhida do menu do lado direito apresentado no painel de comparação de gráficos.

▶ **view_graphic_popupmenu_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função permite activar a opção escolhida do menu apresentado no painel de visualização de gráficos.

▶ **Button_merge_Callback(hObject, eventdata, handles)**

A função usa informação sobre os dois gráficos apresentados no painel de comparação de gráficos e apresenta esses gráficos simultaneamente num só e calcula o factor de correlação entre os dois.